

Aus der
Klinik für Unfall- und Wiederherstellungschirurgie
der Medizinischen Fakultät Charité
der Humboldt-Universität zu Berlin
(Direktor: Univ.-Prof. Dr. Norbert P. Haas)

HABILITATIONSSCHRIFT

**Muskuloskelettale Belastungen:
Beitrag zu den mechanischen
Rahmenbedingungen der Frakturheilung**

zur Erlangung der Venia legendi
für das Fach

Experimentelle Chirurgie

vorgelegt der Medizinischen Fakultät Charité
der Humboldt-Universität zu Berlin

von
Dr.-Ing. Georg Norbert Duda
aus Berlin

Dekan: Prof. Dr. med. Joachim W. Dudenhausen

Gutachter: Prof. Dr.-Ing. Lutz Nolte

Prof. Dr.-Ing. Dr. med. habil. Wolfgang Plitz

Datum der Habilitation: 15.05.2001

Muskuloskelettale Belastungen: Beitrag zu den mechanischen Rahmenbedingungen der Frakturheilung

Eine Analyse der wirkenden Belastungen im intakten als auch frakturierten Knochen liegt bisher nicht vor. Hypothese der vorliegenden Arbeit ist, dass ein besseres Verständnis der mechanischen Beanspruchungen die Basis für eine Optimierung der Rahmenbedingungen der Frakturheilung bildet. Ziel dieser Arbeit ist es, am Beispiel der unteren Extremität die wirkenden Belastungen zu analysieren und für exemplarische Situationen im Hinblick auf ihre Bedeutung für die Frakturheilung zu diskutieren.

Ausgehend von ersten validierten Analysen der muskuloskelettalen Belastungen wird auf die Bedeutung der Weichteile für die Beanspruchung langer Röhrenknochen eingegangen. Dem schliessen sich Betrachtungen über die mechanischen Rahmenbedingungen bei der Versorgung von Tibiafrakturen mit unterschiedlichen Osteosyntheseformen an: Unaufgebohrte Marknagelung, interne Fixation und externe Fixation mit Ringfixateur. Abschliessend werden am Beispiel von Messungen der Frakturspaltbewegungen weitere Einflüsse auf die mechanischen Rahmenbedingungen der Heilung diskutiert.

Durch die vorliegende Arbeit wird die Bedeutung der ausgeglichenen Muskelaktivität für die mechanischen Rahmenbedingungen der Frakturheilung illustriert. Es werden Grenzindikationen für den Einsatz einzelner Implantate aufgezeigt und mögliche Konzepte für die Nachbehandlung diskutiert. Langfristig werden die aufgezeigten Verfahren in präoperativen Planungen zum Einsatz kommen und beanspruchungsgerechte Osteosynthesen, Umstellungen und Korrekturen des muskuloskelettalen Systems ermöglichen.

Frakturheilung, muskuloskelettale Belastungen, Beanspruchung des Gewebes, mechanische Rahmenbedingungen

Musculo-skeletal Loading: Contribution to the Mechanical Boundary Conditions During Fracture Healing

Analyses of the loading conditions in intact and fractured long bones are so far not available. The hypothesis of the current work was that a better understanding of the mechanical loading may form the basis for an optimization of the boundary conditions during fracture healing. The goal was to determine the loading conditions in the lower limb and to discuss its significance for fracture healing.

Based on a validated analysis of musculo-skeletal loading, the significance of the soft tissues for the mechanical loading conditions is discussed. The mechanical conditions are evaluated in fracture treatment by means of unreamed nailing, internal fixation and external fixation with a ring fixator. Finally, influences on the mechanical boundary conditions during healing are discussed using the example of fracture gap movements in patients treated by the Ilizarov method.

The presented work illustrates the importance of the coordinated activity of muscles that leads to a balanced loading condition at the fracture during healing. Critical conditions for the bone as well as for the different implant types are described and possible concepts for a post operative treatment are discussed. In the long term, the demonstrated methods will allow preoperative planning of correction osteotomies and fracture treatment for individual patients and specific clinical situations.

fracture healing, musculo-skeletal loading, tissue straining, mechanical boundary conditions

1 **Kurzfassung**

Um die Zeiträume, die zur Heilung von Frakturen nötig sind, zu minimieren und Patienten eine möglichst schnelle und weitestgehende Rehabilitation zu ermöglichen, ist ein gewisses Verständnis sowohl der biologischen Prozesse der Heilung als auch der mechanischen Bedingungen, unter denen diese Heilung vonstatten geht, nötig. Wissen um die mechanischen Bedingungen ist insbesondere deshalb von Bedeutung, da zum einen mechanische Konstruktionen die makroskopischen Bedingungen für eine Stabilisierung der Fragmente schaffen. Zum anderen definiert die Osteosynthese die mechanischen Rahmenbedingungen an der Fraktur und damit den physikalischen Stimulus, dem die zellulären Strukturen ausgesetzt sind. Trotz dieser unterschiedlichen mechanischen Qualitäten wird bei Prüfungen der Eignung von Osteosynthesen häufig neben deren Dauerfestigkeit alleine deren Steifigkeit untersucht. Dabei suggeriert eine vergleichbare Steifigkeit auch eine vergleichbare Eignung der Osteosynthese in der Unterstützung des biologischen Prozesses der Heilung. Aufgrund bisheriger Kenntnisse ist jedoch ein direkter Schluss von der absoluten Steifigkeit eines Konstrukts auf die biologische Reaktion oder das klinische Heilungsergebnis nicht oder nur eingeschränkt möglich. Erschwerend kommt hinzu, dass die mechanischen Bedingungen, unter denen die Heilung von Frakturen vonstatten gehen, ortsabhängig und somit für die individuelle Fraktursituation variabel sind. Eine in diesem Sinne für das gesamte muskuloskelettale System "optimale" Steifigkeit existiert demnach nicht.

Eine Analyse der jeweils wirksamen Belastungen, die in Kombination mit der Steifigkeit der Osteosynthese erst den physikalischen Stimulus auf zellulärer Ebene ermöglichen, liegt bisher nicht vor. Hypothese der vorliegenden Arbeit ist, dass ein besseres Verständnis der mechanischen Belastungen die Basis für eine Optimierung der Rahmenbedingungen der Frakturheilung bildet. Wissen um die muskuloskelettalen Belastungen erlaubt Rückschlüsse auf die in der jeweiligen Fraktursituation benötigte Stabilität einer Osteosynthese. Ziel dieser Arbeit ist es, am Beispiel der unteren Extremität die wirkenden Belastungen zu analysieren und für exemplarische Situationen im Hinblick auf ihre Bedeutung für die Frakturheilung zu diskutieren.

Ausgehend von ersten validierten Analysen der muskuloskelettalen Belastungen wird auf die Bedeutung der Weichteile für die Beanspruchung langer Röhrenknochen eingegangen.

Dem schliessen sich Betrachtungen über die mechanischen Rahmenbedingungen bei der Versorgung von Tibiafrakturen mit unterschiedlichen Osteosyntheseformen an: Unaufgebohrte Marknagelung, interne Fixation und externe Fixation mit Ringfixateur. Abschliessend werden am Beispiel von Messungen der Frakturspaltbewegungen weitere Einflüsse auf die mechanischen Rahmenbedingungen der Heilung diskutiert.

Durch die vorliegende Arbeit wird die Bedeutung der ausgeglichenen Muskelaktivität für die mechanischen Rahmenbedingungen der Frakturheilung illustriert. Es werden Grenzindikationen für den Einsatz einzelner Implantate aufgezeigt und mögliche Konzepte für die Nachbehandlung diskutiert. Langfristig werden die aufgezeigten Verfahren in prä-operativen Planungen zum Einsatz kommen und beanspruchungsgerechte Osteosynthesen, Umstellungen und Korrekturen des muskuloskelettalen Systems ermöglichen.

2 Inhaltsverzeichnis

1	Kurzfassung	I
2	Inhaltsverzeichnis	1
3	Einleitung	5
	Muskuloskelettale Belastung	5
	<i>Rolle der Muskelkräfte</i>	5
	<i>Äußere Lasten – Innere Belastungen</i>	6
	<i>In vivo Messungen der muskuloskelettalen Belastungen</i>	6
	Mechanische Rahmenbedingungen der Frakturheilung	8
	Muskuloskelettale Belastung und Frakturheilung	10
	Ziel	11
4	Muskuloskelettale Belastung und Beanspruchung langer Röhrenknochen	12
	<i>Muskuloskelettale Belastungen</i>	12
	<i>Muskuloskelettale Beanspruchung</i>	13
	<i>Hypothese</i>	14
	<i>Ziel</i>	14
	Material und Methoden	15
	<i>Muskuloskelettale Belastungen</i>	15
	<i>Patienten</i>	15
	<i>Ganganalyse und inverse Dynamik</i>	16
	<i>Muskuloskelettale Modell</i>	17
	<i>Gelenkinematik</i>	18
	<i>Anpassung an den einzelnen Patienten</i>	18
	<i>Berechnung von Muskel- und Gelenkkontaktkräften</i>	19
	<i>Muskuloskelettale Beanspruchungen</i>	19
	Ergebnisse	24
	<i>Muskuloskelettale Belastungen</i>	24
	<i>Bodenreaktionskräfte</i>	24
	<i>Resultierende Momente an der Hüfte</i>	24
	<i>Vergleich gemessene zu berechnete Hüftkontaktkraft</i>	24

<i>Belastungen im proximalen Femur</i>	29
<i>Muskuloskelettale Beanspruchungen</i>	29
Diskussion	31
<i>Muskuloskelettale Belastungen</i>	31
<i>Modellbildung</i>	32
<i>Muskuloskelettale Beanspruchungen</i>	33
Schlussfolgerungen	34
5 Mechanische Rahmenbedingungen der Frakturheilung	35
<i>Mechanische Rahmenbedingungen nach unaufgebohrter Marknagelung</i>	37
<i>Mechanische Rahmenbedingungen nach Stabilisierung mit internem Fixateur</i>	37
<i>Mechanische Rahmenbedingungen nach Ilizarov Fixation in vitro</i>	38
<i>Mechanische Rahmenbedingungen nach Ilizarov Fixation in vivo</i>	39
<i>Hypothese</i>	40
<i>Ziel</i>	40
Material und Methoden	41
<i>Mechanische Rahmenbedingungen nach unaufgebohrter Marknagelung</i>	41
<i>Knöcherne Anatomie</i>	41
<i>Frakturklassifikation</i>	41
<i>Osteosynthese durch unaufgebohrte Marknagelung</i>	41
<i>Erstellung des Finite Elemente Modells</i>	42
<i>Materialeigenschaften</i>	43
<i>Rahmenbedingungen</i>	43
<i>Moment im Gangzyklus</i>	44
<i>Definition des angenähert physiologischen und des vereinfachten Lastfalls</i>	44
<i>Berechnung</i>	45
<i>Mechanische Rahmenbedingungen nach Stabilisierung mit internem Fixateur</i>	45
<i>In vitro Testung der Steifigkeit</i>	45
<i>Finite Elemente Modell des internen Fixateurs</i>	47
<i>Belastung des Finite Elemente Modells</i>	48
<i>Mechanische Rahmenbedingungen nach Ilizarov Fixation in vitro</i>	49
<i>Grundkonfiguration des Fixateurs</i>	49
<i>Parameterstudie</i>	50
<i>Mechanische Testung</i>	52
<i>Ermittlung der Steifigkeit</i>	53
<i>Mechanische Rahmenbedingungen nach Ilizarov Fixation in vivo</i>	53
<i>Patienten und klinische Bewertung</i>	53
<i>Frakturspaltbewegungen und Bodenreaktionen</i>	54
<i>Datenerfassung und Koordinatensysteme</i>	56

<i>Dokumentation der Frakturheilung</i>	56
<i>In vitro Steifigkeit der Ilizarov-Hybrid Konstruktion</i>	57
<i>Statistik</i>	57
Ergebnisse	58
<i>Mechanische Rahmenbedingungen nach unaufgebohrter Marknagelung</i>	58
<i>Belastung der intakten Tibia</i>	58
<i>Einfluss der Defektlage</i>	59
<i>Mechanische Rahmenbedingungen nach Stabilisierung mit internem Fixateur</i>	62
<i>In vitro Testverfahren</i>	62
<i>Finite Elemente Berechnungen der internen Fixation</i>	62
<i>Mechanische Rahmenbedingungen nach Ilizarov Fixation in vitro</i>	66
<i>Einfluss des Ringdurchmessers</i>	66
<i>Einfluss des Durchmessers der Schanz Schrauben</i>	66
<i>Einfluss des Durchmessers der Kirschner Drähte</i>	67
<i>Einfluss der Anzahl der Schanz Schrauben</i>	67
<i>Einfluss der Anzahl der Kirschner Drähte</i>	67
<i>Einfluss des Drahtwerkstoffs</i>	67
<i>Einfluss der Transportspindeln</i>	67
<i>Einfluss des Verspannens der Ringebenen</i>	68
<i>Einfluss der Drahtvorspannung</i>	68
<i>Einfluss der passiven Weichteile</i>	69
<i>Mechanische Rahmenbedingungen nach Ilizarov Fixation in vivo</i>	69
<i>Klinische und röntgenologische Untersuchungen</i>	69
<i>Bodenreaktionskräfte und interfragmentäre Bewegungen</i>	69
<i>In vitro- Steifigkeit</i>	71
Diskussion	74
<i>Mechanische Rahmenbedingungen nach unaufgebohrter Marknagelung</i>	74
<i>Die Bedeutung der physiologischen Belastung</i>	74
<i>Beanspruchung des frakturierten Knochens</i>	75
<i>Belastung des Implantats</i>	76
<i>Interfragmentäre Dehnungen</i>	77
<i>Mechanische Rahmenbedingungen nach Stabilisierung mit internem Fixateur</i>	78
<i>Mechanische Rahmenbedingungen nach Ilizarov Fixation in vitro</i>	79
<i>Mechanische Rahmenbedingungen nach Ilizarov Fixation in vivo</i>	81
Schlussfolgerungen	85
<i>Mechanische Rahmenbedingungen nach unaufgebohrter Marknagelung</i>	85
<i>Mechanische Rahmenbedingungen nach Stabilisierung mit internem Fixateur</i>	85
<i>Mechanische Rahmenbedingungen nach Ilizarov Fixation in vitro</i>	86

	<i>Mechanische Rahmenbedingungen nach Ilizarov Fixation in vivo</i>	87
6	Muskuloskelettale Belastung und Frakturheilung	88
	Steifigkeit von Osteosynthesen	88
	Belastung von Frakturen - Teilbelastung	90
	Muskuloskelettale Belastung	92
	Ausblick: Beanspruchungsgerechte Osteosynthese	92
7	Literaturverzeichnis	94
8	Verzeichnis der Abbildungen und Tabellen	109
	Verzeichnis der Abbildungen	109
	Verzeichnis der Tabellen	112
9	Anmerkung	113
10	Anhang	114
11	Danksagung	129

3 Einleitung

Muskuloskelettale Belastung

ROLLE DER MUSKELKRÄFTE

1870 beschrieb Wolff erstmals einen Zusammenhang zwischen Belastung, Beanspruchung und anatomischen Strukturen, den er später im sogenannten Wolff'schen Gesetz manifestierte (Wolff, 1892). Basierend auf Wolff's Betrachtungen publizierte Koch die erste analytische Bestimmung der Beanspruchungen langer Röhrenknochen (Koch, 1917). Erst später wurde jedoch die außerordentliche Bedeutung der Muskelkräfte für die Belastung und Beanspruchung des Röhrenknochens deutlich (Pauwels, 1951). Am Beispiel der Abduktoren und des iliotibialen Bandes illustrierte Pauwels die die Beanspruchung des Knochens reduzierende Wirkung der Muskeln.

In einer Vielzahl an Beispielen zeigte Pauwels auf, wie Muskelkräfte und Bänder die durch die Gewichtskraft bewirkten Biegemomente an der Hüfte ausgleichen. In seinen Arbeiten werden die Muskeln als Zugseile oder Ketten dargestellt, die die Last des Körpergewichts balancieren. Er führte dabei den Begriff der Zuggurtung zum Verständnis der Rolle des iliotibialen Bandes ein und definierte eine Zug- und eine Druckseite des Knochens (Pauwels, 1973). Aus diesen Überlegungen ergeben sich bis heute direkte Konsequenzen für die klinische Praxis, zum Beispiel für die Lage von Implantaten. Als einen für die mechanische Belastung besonders kritischen Moment definierte Pauwels den Stand auf einem Bein ("Einbeinstand"; Pauwels, 1951). Seine Analysen der Querschnittsflächen der Röhrenknochen als auch der mechanischen Belastungen führten ihn zu der Annahme, dass die Röhrenknochen in erheblichem Masse Biegebelastungen zu übertragen haben.

Neben Pauwels gibt es bis heute jedoch wenig Arbeiten, die die spezifische Bedeutung aller Oberschenkelmuskeln für die knöcherne Beanspruchung untersuchen. In mathematischen Analysen (z.B. Rohlmann *et al.*, 1983; Raftopoulos and Qassem, 1987) oder experimentellen Arbeiten (z.B. Cristofolini *et al.*, 1995) werden zumeist nur die Abduktoren, selten auch das iliotibiale Band (Rybicki *et al.*, 1972), berücksichtigt. Bisher liegen nur wenige Analysen der muskuloskelettalen Belastungen unter Berücksichtigung der wesentlichen mechanischen Strukturen vor (Duda, 1996).

ÄUßERE LASTEN – INNERE BELASTUNGEN

Um die komplexe muskuloskelettale Beanspruchung des Oberschenkels beschreiben zu können, muß die Bewegung und die äußere Belastung des gesamten Körpers bekannt sein. Basierend auf individuellen Bewegungs- und äußeren Belastungsmessungen lassen sich mit Hilfe der inversen Dynamik (Chao and Rim, 1973) z.B. alters- oder krankheitsspezifische Gelenkbelastungen bestimmen (Winter, 1991). Diese Gelenklasten sind die Summe aller durch Muskeln bewirkten Kräfte und Momente. Die Anzahl der ein Gelenk überspannenden Weichteilstrukturen ist so groß, daß mit einer Vielzahl verschiedener Muskelaktivitäten ein und dieselbe Bewegung vollführt werden kann. Das System ist mathematisch unterbestimmt: Am Femur mit 6 Freiheitsgraden greifen mehr als 26 Kräfte an.

Grundsätzlich gibt es zwei verschiedene Möglichkeiten, dieses mathematische Problem zu lösen. Zum einen lassen sich die Anzahl der Gleichungen und die der Unbekannten angleichen (z.B. Ghista *et al.*, 1976; Pierrynowski, 1982), zum anderen kann aus der unendlich großen Anzahl möglicher Lösungen eine "sinnvolle" gefunden werden (Optimierung: z.B. Seireg and Arvikar, 1973; Crowninshield, 1978). Die Problematik besteht dabei im Auffinden eines "sinnvollen" Kriteriums. Zu einer besseren Übereinstimmung zwischen Messungen der Muskelaktivität (EMG: z.B. Winter, 1991) und vorhergesagter Muskelkraft kommt es mit sogenannten nichtlinearen, dynamischen Optimierungskriterien (Berücksichtigen der Bewegungsgeschichte: z.B. Thunnissen *et al.*, 1992). Trotz dieser Verbesserungen können sich die berechneten Lösungen je nach Gangbild des Probanden, Optimierungskriterium und anatomisches Modell widersprechen (Davy and Audu, 1987).

Aufgrund der geschilderten Problematik lassen sich folgende Ansatzpunkte formulieren: Um die muskuloskelettalen Beanspruchungen zu bestimmen, müssen alle lastübertragenden, patientenspezifischen Strukturen, identifiziert werden. Insbesondere eine Vereinfachung der muskuloskelettalen Anatomie auf wenige Muskelgruppen oder eine Vernachlässigung der stabilisierenden Wirkung der Ligamente sind unzulässige Vereinfachungen (Collins and O'Connor, 1991; Holden *et al.*, 1994). Alle am Röhrenknochen angreifenden Strukturen sollten weitestgehend in ihrer für den jeweiligen Patienten spezifischen Gestalt berücksichtigt werden, um ihre Bedeutung für die mechanische Situation der unteren Extremität erfassen zu können.

IN VIVO MESSUNGEN DER MUSKULOSKELETTALEN BELASTUNGEN

Messungen von Hüftkontaktkräften *in vivo* wurden erstmals 1966 berichtet (Rydell, 1966; Rydell, 1966). Telemetrische Messmethoden wurden von einer Reihe von Forschergruppen

entwickelt (Carlson *et al.*, 1974; English and Kilvington, 1979; Davy *et al.*, 1988; Bergmann *et al.*, 1990; Mann and Hodge, 1990; Bergmann *et al.*, 1993; Taylor *et al.*, 1997). Eine relativ vollständige Darstellung der Hüftkontaktkräfte zweier Patienten während unterschiedlicher Gehgeschwindigkeiten ist durch Bergmann *et al.* (1993) präsentiert worden. Die maximalen Kräfte wurden in dieser Studie zwischen dem 2,9-fachen (2 km/h) und 4,7-fachen Körpergewicht (6 km/h) berichtet. Während des Stolperns konnte jedoch eine Kraft vom 8,7-fachen Körpergewicht an der Hüfte gemessen werden. Im Gegensatz zu Berechnungen stellte Bergmann keine zwei Maxima ("Doublepeak") in seinen Messungen fest. Vielmehr zeigten die Mehrzahl der Messungen lediglich ein ausgeprägtes Maximum – obwohl die Bodenreaktionskraft (Äußere Last: Kraft zwischen Boden und Fußkontakt) beim Gehen typischerweise zwei Maxima aufweist. Eine mögliche Erklärung für diesen Unterschied ist die Aktivität der das Hüftgelenk überspannenden Muskeln. Die zur Stabilisierung der Hüfte und zur kontrollierten Bewegung des Gelenks benötigten Muskelkräfte modifizieren das ursprüngliche Belastungsmuster der Bodenreaktionskraft.

Schneider *et al.* (1990) berichtet über in vivo Messungen der Belastungen des Femurs nach Marknagelung in einem 33-jährigen Patienten (Genge *et al.*, 1990). Die Belastungen nahmen während der Teilbelastung des Patienten bis zur siebenten postoperativen Woche um bis zu 50% ab. Während der Heilung kam es jedoch, insbesondere durch das Training des Quadriceps, zu einer Zunahme der Axialbelastung (+ 40%). Auch nachdem die Fraktur radiologisch geheilt war, wurden ungefähr 50% der Belastungen durch den Nagel übertragen. Während der Heilung wurden Torsionsmomente von 2 bis zu 5 Nm erreicht. Die Biegemomente erreichten Werte von 18 bis zu 22 Nm vor und 4 Nm nach der Heilung. Auch wenn die gemessenen Lasten nicht die physiologische Belastung des intakten Knochens in einem gesunden Patienten entsprechen, so geben sie doch Hinweise auf die Größenordnung der Belastung während einfacher Aktivitäten.

Obwohl die Methode der Messung von Dehnungen am Knochen in vivo frühzeitig dokumentiert wurde (Lanyon and Smith, 1969), existieren bisher nur begrenzt Informationen über die Dehnungen des humanen Knochens (Cochran, 1972; Brennwald and Perren, 1974; Cordey *et al.*, 1990). Weinans *et al.* (1992) hat aus Messungen der Dehnungen an der Tibia von Ziegen auf die Belastungen des Knochens geschlossen.

An *et al.* (1990) hat ein Verfahren zur direkten Messung der Kräfte in Bändern entwickelt. Komi *et al.* (1984) wendet dieses Verfahren auf die Messung der Kräfte in der Achillessehne an und berichtet Kräfte von bis zu 3800 N (ca. 6-faches Körpergewicht) während des Laufens.

Die aufgezeigten Arbeiten zu in vivo Messungen muskuloskelettaler Belastungen geben

nur einen groben Überblick über die Vielzahl an durchgeführten Untersuchungen. Grundsätzlich beschränken sich *in vivo* Messungen jedoch auch auf einige wenige Patienten und wenige anatomische Lokalisationen. Daher läßt sich aus der Vielzahl an vorliegenden Messungen kein vollständiges und allgemeingültiges Bild der muskuloskelettalen Belastung ableiten. Auch ist bisher unbekannt, inwieweit die *in vivo* Messungen selbst die berichteten Ergebnisse beeinflusst haben.

Mit Hilfe analytischer Methoden ließen sich Modelle entwickeln, die eine weitestgehend vollständige Bestimmung der muskuloskelettalen Belastungen ermöglichen. Ein Validieren dieser mathematischen Analysen anhand von *in vivo* Messungen ist jedoch zwingend erforderlich, um die von ihnen gelieferten Ergebnisse auf Plausibilität zu prüfen.

Mechanische Rahmenbedingungen der Frakturheilung

Unabhängig von der Methode der Frakturstabilisierung ist die knöcherne Heilung immer einer komplexen interfragmentären Bewegung ausgesetzt. Es wird allgemein angenommen, daß die Frakturspaltbewegungen den Heilungsprozeß in seiner Art und Schnelligkeit beeinflussen (Goodship and Kenwright, 1985; Kenwright and Goodship, 1989; Claes *et al.*, 1995).

Die axiale Komponente der Spaltbewegung bei Versorgung mit Fixateur externe wurde in verschiedenen *in vitro* (Lippert and Hirsch, 1974; Kristiansen *et al.*, 1987; Goodship *et al.*, 1988; Cunningham *et al.*, 1989; Hoffmann *et al.*, 1991) und *in vivo* Untersuchungen analysiert (Kenwright *et al.*, 1991; Goodship *et al.*, 1993). Einerseits ist aus den *in vivo* Untersuchungen bekannt, daß eine hohe Steifigkeit der Konstruktion mit entsprechend kleinen axialen Spaltbewegungen das Risiko der Pseudarthrosenbildung verringert (Schenk, 1986; Stürmer, 1988). Andererseits ist ein gewisses Maß an Relativbewegung im Spalt nötig, um das Gewebe hinreichend zur Heilung zu stimulieren (Molster *et al.*, 1982; Molster and Gjerdet, 1984; Kenwright and Goodship, 1989).

In tierexperimentellen Untersuchungen frakturierter Röhrenknochen wurde gezeigt, daß sich eine axiale Bewegung zwischen 0.2 und 1.0 mm heilungsfördernd auswirkt (Goodship *et al.*, 1988; Claes *et al.*, 1995). Bisher gibt es jedoch nur auf klinische Beobachtungen beruhende Vermutungen, wie die anderen Bewegungskomponenten den Heilungsverlauf beeinflussen. Die klinische Erfahrung zeigt, daß ein zu großes Ausmaß an Scherung im Frakturspalt schädlich für eine schnelle und unkomplizierte Knochenbruchheilung ist (Yamagishi and Yoshimura, 1955). Obwohl eine große Anzahl von Fixationsmethoden derzeit klinisch benutzt werden, sind die durch sie bedingten dreidimensionalen, interfragmentären Bewegungen weitgehend unbekannt.

Ähnlich den Schaftfrakturen wird bei Frakturen der proximalen und distalen Tibia auf das

Wiederherstellen der anatomischen Achse und Länge, nicht jedoch auf die anatomische Reposition jedes einzelnen Fragments, besonderer Wert gelegt. Insbesondere durch die oftmals geringe Größe und Vielzahl der einzelnen Fragmente stellt die möglichst exakte Reposition gelenknaher Frakturen besondere Anforderungen an den Operateur (Raschke *et al.*, 1996; Raschke, 1997). Die verminderte Knochenqualität, insbesondere bei älteren Patienten, und die anatomische Situation im gelenknahen Bereich (dünne Kortikalis, weiche Spongiosa, viele Muskel- und Ligamentansätze) erschweren zusätzlich diese Aufgabe. Bei Schaftfrakturen wird eine möglichst exakte Ausrichtung der Knochenfragmente angestrebt, etwaige verbleibende Stufen werden jedoch im Rahmen einer "biologischen" Osteosynthese (Erhalt bzw. Schonung der Durchblutungssituation) in Kauf genommen (Claudi and Oedekoven, 1991). Alternativ zu einer internen Stabilisierung kann bei entsprechend gelenknaher Frakturlage an der Tibia der Einsatz von einem Ilizarov-Ringfixateur, einem Hybridfixateur, insbesondere bei Frakturen mit schwerem Weichteilschaden (Raschke *et al.*, 1995), oder einem Composite-Hybridfixateur die Methode der Wahl sein (Raschke *et al.*, 1995).

Insbesondere wenn die häufig komplexen Frakturen bis in die Gelenkflächen einstrahlen, sind die mechanischen Rahmenbedingungen, unter denen der Heilungsprozeß abläuft, komplex (Raschke *et al.*, 1995). Es erscheint daher zwingend nötig zu prüfen, in wie weit sich die Heilungsvorgänge bei diaphysärer mit denen gelenknaher Frakturen vergleichen lassen. Insbesondere für gelenknahe, komplexe Frakturen wäre eine Optimierung der mechanischen Bedingungen wesentlich, um den biologischen Prozess der Heilung weitestgehend zu unterstützen (Hoffmann *et al.*, 1991). Um jedoch eine Verbesserung der Rahmenbedingungen der Frakturheilung zu ermöglichen, ist Wissen um die tatsächlich wirkenden Belastungen nötig.

Ein möglichst genaues Bild der mechanischen Rahmenbedingungen bieten die Bewegungen der Fraktarenden, die sich beim Einsatz eines Fixateur externe direkt am Patienten messen lassen. In Untersuchungen der Frakturspaltbewegung zeigt sich in einem Patientenkollektiv von 100 diaphysären Tibiafrakturen eine mit der Heilung abnehmende Axialbewegung im Frakturspalt (Claes, 1991). Kenwright führte erste Messungen der 3D Spaltbewegung bei Fixateur externe Patienten nach diaphysären Frakturen der Tibia durch (Kenwright *et al.*, 1991). Berichtet wird jedoch lediglich über Messungen nach Dynamisierung des Fixateurs und somit weit fortgeschrittener Frakturheilung. Die initial auftretenden Bewegungen, insbesondere auch bei den klinisch besonders interessanten, komplexen gelenknahen Frakturen, sind bisher nicht bekannt.

Wissen um die dreidimensionale Steifigkeit einer Fixation und um die auf Frakturhöhe wirkenden knöchernen Belastungen läßt Rückschlüsse auf die im Sinne der

Knochenbruchheilung optimalen Fixationssysteme und Fixationsmontagen (minimale Scher-, limitierte Axialbewegung) zu. Bei Kenntnis der genannten Parameter ließen sich Osteosynthesysteme derart gestalten, dass sie die im Sinne der Knochenbruchheilung optimalen mechanischen Randbedingungen ermöglichen.

Muskuloskelettale Belastung und Frakturheilung

Ansatzpunkte vieler Arbeiten auf dem Gebiet der unfallchirurgischen Forschung sind die Optimierung der mechanischen und biologischen Bedingungen, unter denen der Prozess der Frakturheilung vonstatten geht. Insbesondere bei komplexen Frakturen mit ausgedehnten Weichteilschäden ist mit einer langen Heilungsphase zu rechnen. Ziel vieler Forschungsvorhaben ist daher durch ein grösseres Verständnis der Prozesse der Frakturheilung die Zeiträume, die zur Heilung von Frakturen nötig sind, zu minimieren und den Patienten eine möglichst schnelle und weitestgehende Rehabilitation zu ermöglichen.

Um sich diesem Ziel nähern zu können, ist ein gewisses Verständnis der biologischen Prozesse der Heilung als auch der mechanischen Bedingungen, unter denen diese Heilung vonstatten geht, nötig. Neben biologischen Aspekten erscheinen jedoch auch die mechanischen Bedingungen für die Heilung von Frakturen eine ausserordentliche Bedeutung zu haben. Vielfältig konnte auf den engen Zusammenhang zwischen biologischem Heilungsergebnis beziehungsweise knöchernen Umbauprozessen und mechanischen Bedingungen hingewiesen werden (Goodship and Kenwright, 1985; Kenwright *et al.*, 1991; Burger and Veldhuijzen, 1993; Claes *et al.*, 1995; Claes *et al.*, 1998; Frost, 1999). Dieser Zusammenhang ist insbesondere deshalb von Bedeutung, da mechanische Konstruktionen die makroskopischen Bedingungen für eine Stabilisierung der Fragmente schaffen. Dazu ist eine geeignete Gestaltung der Implantate, passende Materialien als auch die Dauerfestigkeit der einzelnen Elemente nötig. Darüber hinaus definiert die Osteosynthese die mechanischen Rahmenbedingungen an der Fraktur und damit auch den physikalischen Stimulus, dem die zellulären Strukturen ausgesetzt sind. Dieser zweifache Einfluss dominiert in weiten Bereichen die mechanischen Bedingungen unter denen der biologische Prozess der Frakturheilung vonstatten geht.

Trotz dieser unterschiedlichen mechanischen Einflüsse wird bei Prüfungen der Eignung von Osteosynthesen häufig neben deren Dauerfestigkeit ausschliesslich deren Steifigkeit aufgeführt. Dabei suggeriert eine vergleichbare Steifigkeit auch eine vergleichbare Eignung der Osteosynthese in der Unterstützung des biologischen Prozesses der Heilung. Bisher ist jedoch kein direkter Schluss von der Steifigkeit eines Konstrukts auf die biologische Reaktion während der Heilung möglich. Eine für das gesamte

muskuloskelettale System “optimale” Steifigkeit existiert möglicherweise nicht. Die mechanischen Bedingungen, unter denen die Heilung von Frakturen vonstatten gehen, sind ortsabhängig und somit variabel.

Hypothese der vorliegenden Arbeit ist, dass sich die mechanischen Rahmenbedingungen einer Osteosynthese durch ein besseres Verständnis der wirkenden Belastungen derart optimieren lassen, dass – wo möglich – der biologische Prozess der Frakturheilung zusätzlich unterstützt und extreme mechanische Beanspruchungen der Frakturzone vermieden werden.

Ziel

In mehreren Teilen ist es daher Ziel dieser Arbeit, die in der unteren humanen Extremität wirkenden Belastungen zu analysieren und im Hinblick auf ihre Bedeutung für die Frakturheilung zu diskutieren.

Ausgehend von ersten validierten Analysen der muskuloskelettalen Belastungen wird auf die Bedeutung der Weichteile für die Beanspruchung langer Röhrenknochen eingegangen. Dem schliessen sich Betrachtungen über die mechanischen Rahmenbedingungen bei der Versorgung von Tibiafrakturen mit unterschiedlichen Osteosyntheseformen an. Abschliessend werden am Beispiel von Messungen der Frakturspaltbewegung weitere Einflüsse auf die mechanischen Rahmenbedingungen während der Heilung diskutiert.

Durch die vorliegende Arbeit soll die Bedeutung der muskuloskelettalen Beanspruchungen für die mechanischen Rahmenbedingungen der Frakturheilung illustriert und Konsequenzen für die Bereiche unaufgebohrte Nagelung, interne Fixation und externer Fixateur aufgezeigt werden.

4 Muskuloskelettale Belastung und Beanspruchung langer Röhrenknochen¹

MUSKULOSKELETTALE BELASTUNGEN

Muskuloskelettale Belastungen haben einen wesentlichen Einfluss auf Prozesse der Frakturheilung (Claes *et al.*, 1998) und der Knochenbildung und Neubildung (Frost, 1999). Trotzdem ist das Wissen über die tatsächlich auftretenden muskuloskelettalen Belastungen auf wenige *in vivo* Messungen begrenzt. Es gibt kaum Möglichkeiten, Muskel- oder Gelenkkräfte nicht-invasiv zu erfassen. Ethische Erwägungen verbieten die Verwendung von invasiven Methoden zur Ermittlung komplexer muskulärer Interaktionen, wie sie während des Gehens oder Treppesteigens auftreten. Eine Möglichkeit, die mechanische Interaktion von Weichteilen und Knochen in ihrer Komplexität dennoch erfassen zu können, sind numerische Verfahren. Die Qualität der Berechnungen hängt jedoch wesentlich von den anfangs formulierten Modellannahmen ab. In einer Anzahl von Untersuchungen der Belastung der Hüftregion wurden Optimierungsalgorithmen verwendet, um die muskulären Belastungen mathematisch beschreiben zu können (Seireg and Arvikar, 1973; Rohrle *et al.*, 1984; Brand *et al.*, 1986; Davy and Audu, 1987; Herzog, 1987; Pedersen *et al.*, 1987; Fuller and Winters, 1993; Siebertz and Baumann, 1994; Collins, 1995; Glitsch and Baumann, 1997; Pedersen *et al.*, 1997).

Wesentlich für die Beurteilung der Qualität einer Modellösung ist ihre Übereinstimmung mit Daten aus *in vivo* Messungen. Ein gängiges Vorgehen zur Validierung muskulärer Aktivitäten ist der Vergleich mit Mustern der Muskelaktivität (EMG). EMG Messungen bieten jedoch keinen quantitativen Vergleich. Mit Hilfe spezieller Implantate kann man versuchen, die Belastungen *in vivo* zu erfassen. Dieses Verfahren setzt ein invasives Vorgehen voraus und ist auf wenige Patienten und wenige Messorte beschränkt. Messprothesen erlauben die Hüftkontaktkräfte bei verschiedenen Aktivitäten einzelner Patienten *in vivo* zu erfassen (Rydell, 1966; English and Kilvington, 1979; Davy *et al.*,

¹ In Kooperation mit M. Heller, Unfall- und Wiederherstellungschirurgie, Charité, Berlin, G. Bergmann, Biomechaniklabor am Oskar-Helene-Heim, Berlin, G. Deuretzbacher, Klinische Biomechanik, Universitätsklinikum Eppendorf, Hamburg und M. Pohl, Unfallchirurgische Forschung und Biomechanik, Universität Ulm.

1988; Brand *et al.*, 1989; Bergmann *et al.*, 1993). Grundsätzlich lassen sich *in vivo* Messungen mit Hilfe kalibrierter Messprothesen direkt mit berechneten Belastungen vergleichen. Bisher bestand jedoch nicht die Möglichkeit, berechnete Modelllösungen muskuloskelettaler Belastungen direkt mit *in vivo* Messungen zu vergleichen. Lediglich in einer Studie wurde ein direkter Vergleich von *in vivo* gemessenen und berechneten Hüftkontaktkräften bei einem Patienten durchgeführt (Brand *et al.*, 1994). In dieser Studie wurden Hüftkontaktkräfte während des Gehens am 58. Tag postoperativ gemessen, während die Ganganalyse, die wesentliche Eingangsdaten für die Modellrechnung liefert, am 90. Tag postoperativ durchgeführt wurde. Durch die zeitliche Verschiebung war ein direkter Vergleich zwischen einzelnen Messungen der Ganganalyse und Messung der Hüftkontaktkraft nicht möglich.

MUSKULOSKELETTALE BEANSPRUCHUNG

Die externen Belastungen bilden die Randbedingungen der knöchernen Beanspruchung. Knochen passt sich seiner mechanischen Umgebung an (Wolff, 1892). Nach endoprothetischem Gelenkersatz oder während der Frakturversorgung können lokal Dehnungen im Knochen entstehen, die ausserhalb seiner physiologischen Beanspruchung liegen (Frost, 1964; Cowin and Hart, 1985). Insbesondere in der Gelenkendoprothetik kann dies zu Knochenresorption oder Knochenumbau und langfristig zu Lockerung eines Implantats führen (Harrigan *et al.*, 1996; van Rietbergen *et al.*, 1997). Verschiedene mathematische Methoden wurden angewandt, um die knöchernen Anpassungsprozesse zu analysieren (Weinans *et al.*, 1992; Turner *et al.*, 1997). Um möglichst realistische Bedingungen für die Simulation knöcherner Umbauprozesse erreichen zu können, ist Wissen um die wirkenden Belastungen und knöchernen Beanspruchungen eine wesentliche Voraussetzung. Eine möglichst realistische Analyse der knöchernen Beanspruchung sollte zu Dehnungen führen, wie sie aus *in vivo* Messungen bekannt sind (Lanyon and Smith, 1969; Cochran, 1972; Brennwald and Perren, 1974; Lanyon, 1976; Schatzker *et al.*, 1980; Weinans *et al.*, 1992).

In Analysen der mechanischen Beanspruchung des humanen Femurs wird oft eine physiologische Beanspruchung durch die alleinige Berücksichtigung der Abduktoren angenommen. In Einzelfällen findet das ilio-tibiale Band Berücksichtigung (Rybicki *et al.*, 1972; Crowninshield *et al.*, 1980; Huiskes *et al.*, 1987; Huiskes, 1990; Merz *et al.*, 1992; Lu *et al.*, 1996). Schon frühzeitig wurde auf die besondere Rolle des ilio-tibialen Traktes und der Abduktoren für die femorale Beanspruchung hingewiesen (Pauwels, 1951; Rohlmann *et al.*, 1980; Rohlmann *et al.*, 1982). Eine darüber hinaus gehende, detaillierte Analyse der Einflüsse der einzelnen Muskelgruppen auf die knöcherne Beanspruchung existiert derzeit jedoch nicht.

HYPOTHESE

Muskuläre und knöcherne Belastungen stehen im Gleichgewicht. Ein Verständnis der Belastungen des intakten oder frakturierten Knochens als auch eine der knöchernen Beanspruchung gerecht werdende Osteosynthese sind ohne ein grundlegendes Verständnis der Bedeutung der muskulären und ligamentären Interaktion nicht möglich.

ZIEL

Ziel der vorliegenden Studie war die numerische Bestimmung und experimentelle Validierung der komplexen muskuloskelettalen Belastungen von Femur und Tibia mit Hilfe individueller Modelle der unteren Extremität. In einem zweiten Schritt sollten dann die für Frakturheilung wesentlichen mechanischen Beanspruchungen langer Röhrenknochen am Beispiel des Femurs unter angenähert physiologischer Belastung analysiert werden.

Material und Methoden

MUSKULOSKELETTALE BELASTUNGEN

Patienten

Vier Patienten nach Implantation von Hüftgelenksendoprothesen wurden in die Studie aufgenommen (IBL, HSR, PFL, KWR). Bei allen Patienten ermöglichte eine spezielle Hüftgelenksendoprothese die Messung der Hüftkontaktkraft mit Hilfe einer telemetrischen Messelektronik (Bergmann *et al.*, 1993). Alle beteiligten Patienten gaben ihr schriftliches Einverständnis, an den Experimenten teilzunehmen. Die örtliche Ethikkommission der Freien Universität zu Berlin genehmigte die Studie. Bei zwei der vier Patienten wurde die Prothese in die linke, bei den übrigen zwei Patienten in die rechte Hüfte implantiert. Zum Zeitpunkt der Operation war das Durchschnittsalter der Patienten 61 (51 - 76) Jahre. Die Durchschnittszeit zwischen der Operation und den Messung betrug 17 (11 - 31) Monate. Von jedem einzelnen Patienten wurden umfassende anthropometrische Daten aufgenommen, um die Dimensionen der Knochen, Gewichte der Segmente, den Angriffspunkt der Schwerkraft je Segment und die Trägheitsparameter zu ermitteln (Tab. 1).

Tab. 1: Anthropometrische Daten, die zur Entwicklung der individuellen muskuloskelettalen Modelle benutzt wurden. Längen wurden als Distanz zwischen jeweils zwei Orientierungspunkten definiert

	IBL	HSR	PFL	KWR
Operierte Seite	Links	Rechts	Links	Rechts
Alter bei OP [Jahre]	76	55	51	61
Monate postOP	31	14	11	12
Anteversion [°]	14	4	23	-2
Grösse [cm]	170	154	175	165
Beckenweite [mm]	187	165	145	146
Oberschenkellänge [mm]	423	393	370	349
Unterschenkellänge [mm]	405	382	407	406
Fusslänge [mm]	210	235	258	247
Körpergewicht [N]	800	878	972	703
Oberschenkelgewicht [N]	98.0	76.2	80.5	62.2
Unterschenkelgewicht [N]	43.3	38.9	53.7	36.6
Fussgewicht [N]	7.2	9.1	12.2	9.7

Ganganalyse und inverse Dynamik

Gehen und Treppesteigen wurde in einer Ganganalyse für jeden Patienten erfasst. Während der jeweiligen Aktivität wurden kinematische und kinetische Daten gesammelt: Mit Hilfe von zwei Kistler Kraftmessplattform (Kistler Messinstrumente, Schweiz) wurden die Bodenreaktionskräfte des versorgten Beins und der Gegenseite erfasst (Deuretzbacher and Rehder, 1995). Um die Bewegung der unteren Extremität für jede Aktivität und jeden Patienten räumlich zu erfassen, wurde ein optisches Messsystem, bestehend aus sechs infrarot Kameras und auf der Haut der Patienten angebrachten reflektierenden Markern, verwendet (Oxford Metrics, Grossbritannien; Abb. 1). Simultan mit der Erfassung der räumlichen Bewegung und der Bodenreaktionskräfte wurden die Hüftkontaktkräfte telemetrisch erfasst.



Abb. 1: Links: Patientin IBL während des Treppesteigens. Die Bewegung wird mit Hilfe reflektierender Marker und infrarot Kameras erfasst. Die Kabelschleife an der linken Hüfte der Patientin dient zur telemetrischen Messung der Hüftkontaktkraft (Bergmann *et al.*, 1993). Rechts: Individuelles, muskuloskelettales Modell der Patientin IBL.

Aus den Koordinaten der reflektierenden Marker und der anthropometrischen Daten () wurde die Position der knöchernen Orientierungspunkte zur Definition lokaler Koordinatensysteme berechnet. Als Ergebnis ergaben sich die Lage und Orientierung jeder einzelnen Gliedmasse im Raum in Bezug zum Koordinatensystem des Ganglabors. Aus den anthropometrischen Daten und den Koordinaten der Marker wurde die Lage der Gelenkmittelpunkte und der Segmentschwerpunkte abgeleitet. Aus Bodenreaktionskräften, Stellung der Gelenke, Massenschwerpunkten und Beschleunigungsgrößen wurden die resultierenden Kräfte und Momente an Sprunggelenk, Kniegelenk und Hüftgelenk mit Hilfe der inversen Dynamik berechnet (Andrews, 1974; Winter, 1990; Deuretzbacher and Rehder, 1995).

Um einen inter-individuellen Vergleich zwischen den Patienten zu ermöglichen, wurden bei den beiden Patienten mit Hüftendoprothesen auf der rechten Seite die Daten gespiegelt, so dass nunmehr alle Datensätze für Hüftendoprothesen auf der linken Seite vorlagen.

Der Beginn jeder Übung wurde durch den Auftritt der Ferse des linken Fusses (0% Gangzyklus) und das Ende der Übung durch den erneuten Auftritt der Ferse des selben Fusses definiert (100% Gangzyklus).

Muskuloskelettales Modell

Basierend auf CT Daten aus dem “Visible Human” (National Library of Medicine, USA), wurde ein muskuloskelettales Modell der menschlichen unteren Extremität entwickelt (siehe Anhang 1-3). Der Datensatz des “Visible Human” wurde gewählt, da es sich um den wohl vollständigsten, öffentlich zugänglichen Datensatz der humanen Anatomie handelt und dieser auch für andere Arbeitsgruppen frei verfügbar ist.

Aus diesem Datensatz waren CT Schichten in einer Distanz von 1 mm mit einer Schichtstärke von 1 mm bei einer Auflösung von 0,9375 mm/Pixel verfügbar. Mit Hilfe dieser Daten konnten bei hoher Genauigkeit die knöchernen Konturen als auch muskuläre Ansatzflächen identifiziert werden. Aus den CT Schichten wurden mit Hilfe einer Konturfindung (Geiger, 1993) die Oberflächen aller Hüftknochen (linkes und rechtes Os Ilii, Os sacrum und Wirbel S1) und aller Knochen des rechten Beines (Femur, Patella, Tibia, Fibula und alle Knochen des Fusses) ermittelt. Als Software kam der “Medical Image Editor”, der freundlicherweise vom Deutschen Herzzentrum Berlin zur Verfügung gestellt wurde, zum Einsatz. Leichte Variationen in der Lage der Konturen führte zu einem Rauschsignal, dass durch einen polygonalen Netzfilter minimiert werden konnte (Schroeder *et al.*, 1998).

Muskeln wurden in Form gerader Verbindungslinien zwischen Ursprung und Ansatz modelliert (Abb. 1; Brand *et al.*, 1982; Duda *et al.*, 1996). Muskeln mit grossen

Ansatzflächen, wie der m. gluteus wurden durch mehr als eine Linie simuliert. Wo nötig, wurde ein Wickeln der Muskeln um knöcherne Konturen berücksichtigt, um eine angemessene Darstellung der wirksamen Hebelarme an den jeweiligen Gelenken zu erreichen. Insgesamt beinhaltete das Muskelmodell 95 einzelne Muskelzüge. Die jeweiligen physiologischen Querschnittsflächen (PCSA) wurde aus der Literatur entnommen (Brand *et al.*, 1986; Duda *et al.*, 1996).

Gelenkinematik

Das Hüftgelenk, das femoro-tibiale Gelenk und das Sprunggelenk wurden als Gelenke mit drei rotatorischen Freiheitsgraden modelliert. Das patello-femorale Gelenk wurde als Gelenk mit einem rotatorischen und zwei translatorischen Freiheitsgraden in der Sagittalebene modelliert. Während der Ganganalyse wurde die Bewegung der Patella im patello-femoralen Gleitlager nicht erfasst. Um dennoch die spezifische Bewegung der Patella im femoralen Gleitlager hinreichend berücksichtigen zu können, wurde in einem *in vitro* Experiment die Kinematik des patello-femoralen Gelenks ermittelt. Ein humanes Kniepräparat mit intaktem Weichteilmantel wurde in einem speziell entwickelten Kniegelenksimulator fixiert. Der Kniegelenksimulator erlaubt eine ungehinderte Bewegung und Belastung des Kniegelenks und gleichzeitig die Erfassung der Relativbewegungen der knöchernen Elemente eines Knies (Dürselen *et al.*, 1995). Die dreidimensionale Bewegung von Patella, Femur und Tibia wurde über einen vollständigen Beuge-Streck Zyklus des Knies (-2° bis 160°) in Schritten von $0,2^{\circ}$ gemessen. Aus diesen Messungen wurde die Bewegung der Patella relativ zum Femur berechnet und als antero-posteriore (AP), medio-laterale (ML) und axiale Translation und Rotation um eine A-P orientierte Achse, eine laterale Achse und eine Längsachse ausgedrückt. In einem ersten Ansatz wurden lediglich die Bewegungen in der sagittalen Ebene in das muskuloskelettale Modell übernommen. Um die Daten der *in vitro* Messung an die individuelle Situation der Patienten anzupassen, wurden die anterior-posterioren und axialen Translationen anhand der Position der Patella bei vollständiger Streckung des Knies skaliert.

Anpassung an den einzelnen Patienten

Die Positionen der knöchernen Orientierungspunkte aus der Ganganalyse wurden ebenfalls für die rekonstruierten Knochen des "Visible Human" Datensatzes ermittelt. Aus diesen Orientierungspunkten wurden Lage und Orientierung der lokalen Koordinatensysteme der Segmente der Extremität definiert. Um individuelle muskuloskelettale Modelle für jeden Patienten zu erlangen, wurden lineare Skalierfaktoren aus den geometrischen Unterschieden zwischen Patienten und "Visible Human" Datensätzen errechnet.

Die Skalierung wurde individuell für jeden Knochen und alle ansetzenden Muskelzüge

durchgeführt. Die medio-laterale Skalierung des Beckens erfolgte auf Grund der aus CT Daten und Röntgenaufnahmen bekannten Abstände zwischen linkem und rechtem Hüftzentrum. Kopf und Schenkelhals des “Visible Human” Datensatzes wurden resiziert, um die Implantation einer Hüftendoprothese simulieren zu können. Der Fuss wurde entsprechend der Distanz zwischen Tuberositas des Calcaneus und Phalanx des fünften Strahls skaliert. Die physiologischen Querschnittsflächen der Muskeln wurden am Körpergewicht des Patienten skaliert.

Der proximale Anteil der Femurprothese (Hals modelliert als Zylinder, Prothesenkopf modelliert als Kugel) wurde am resizierten Femur entsprechend den patienten- bzw. implantatspezifischen Daten des Kopfdurchmessers, der Schenkelhalslänge, femoralen Anteversion, CCD Winkel und Winkel zwischen Schaft und Hals skaliert, positioniert und orientiert.

Berechnung von Muskel- und Gelenkkontaktkräften

Die Verteilung der Muskelkräfte wurde mit Hilfe eines linearen Optimierungsalgorithmus berechnet, wobei die Summe der Muskelkräfte minimiert wurde (NAG Ltd., Oxford, UK). Grenzen der Optimierung waren die jeweils maximalen Muskelkräfte der einzelnen Muskeln, die sich aus den physiologischen Querschnittsflächen und der Obergrenze der akzeptablen Spannung in Muskelfasern von 1,0 MPa errechneten (An *et al.*, 1989). Da eine maximale Kontraktion der Muskeln während der Aktivitäten Laufen und Treppesteigen nicht zu erwarten war, wurde die maximal erreichbare Muskelkraft auf 85% der Maximalkraft beschränkt.

Die so ermittelten Muskelkräfte führten zu den durch die inverse Dynamik vorgegebenen resultierenden Momenten an Sprunggelenk (Moment der Flexion-Extension), Kniegelenk (Moment der Flexion-Extension als auch das der Abduktion-Adduktion) und Hüftgelenk (alle Momente). Aus den berechneten Muskelkräften und den resultierenden Kräften an den jeweiligen Gelenken wurden die Gelenkkontaktkräfte für das Sprunggelenk, das Kniegelenk und das Hüftgelenk bei allen Patienten und Aktivitäten berechnet.

Abschliessend wurden für das proximale Femur die wirkenden Kräfte und Momente mit Hilfe der Methode der Schnittlasten berechnet (Duda *et al.*, 1997).

MUSKULOSKELETTALE BEANSPRUCHUNGEN

Ein Finite Elemente Modell wurde aus CT Schnitten des “Standardized Femur” erstellt (Cristofolini *et al.*, 1996). Die endostalen und periostalen Konturen wurden aus den CT Schnitten extrahiert und zu einem dreidimensionalen Volumenmodell verbunden. Der Datensatz des “Standardized Femur” stellt einen Knochen mit nur leichter Krümmung und

einem geraden intramedulären Kanal dar. Trotz seiner sehr speziellen Anatomie wurde das Modell verwandt, um eine Vergleichbarkeit zu bereits existierenden experimentellen Untersuchungen zu ermöglichen (Cristofolini *et al.*, 1995)².

Eine Netzstruktur aus Quader-Elementen wurde auf die inneren und äusseren Umriss des Femur Modells projiziert (Abb. 2). Im proximalen Teil des Knochens wurde ein zweites Elementmuster hinzugefügt, um die Regionen von Femurhals und Femurkopf möglichst realistisch abzubilden. Das gesamte Modell des menschlichen Femurs bestand aus 7493 Quader-Elementen (Marc Elementtyp 7) mit 8553 Knoten, einschliesslich der femoralen Kondylen (Abb. 2). Die femoralen Beanspruchungen wurden in Marc/Mentat (Marc Analysis Research Corp.) auf einer Unix Workstation (Silicon Graphics Inc., MIPS R10000) ermittelt.

Die Materialeigenschaften des Knochens wurden vereinfacht als linear elastisch und isotrop modelliert (Rohlmann *et al.*, 1982). Der Elastizitätsmodul wurde für kortikalen Knochen mit 17.000 MPa (Reilly *et al.*, 1974; Knauss, 1981) und für spongiösem Knochen mit 1.500 MPa definiert (Keaveny and Hayes, 1993). Die Querkontraktion wurde für beide Materialien mit 0,33 angenommen (Knauss, 1981). Um die Elementanzahl gering zu halten, wurde die Dicke der Elemente der Kortex auf 6 mm in der Schaftregion und auf 2 mm an den proximalen und distalen Enden festgelegt.

Muskelansätze, Kraftbeträge und Richtungen wurden der Literatur entnommen (Brand *et al.*, 1982; Brand *et al.*, 1986; Duda, 1996) und auf das Modell des "Standardized Femur" skaliert (Sommer *et al.*, 1982). Nur solche Muskeln, die am Femur ansetzen, wurden als gerade Verbindungslinien zwischen Ursprung und Ansatz in der Analyse berücksichtigt. Ein Wickeln der Muskeln um knöcherne Konturen wurde, falls erforderlich, berücksichtigt (z.B. das ilio-tibiale Band um den grossen Trochanter; (Duda *et al.*, 1997). Alle Daten wurden in ein rechtshändiges kartesisches Koordinatensystem mit Ursprung im Zentroid des femoralen Ansatzes des hinteren Kreuzbandes übertragen. Die Z Achse des Koordinatensystems war entlang der Längsachse des Knochens orientiert. Die X Achse war frontal orientiert und verlief senkrecht zur Z Achse und zu einer Linie durch den am weitesten lateralen Punkt des lateralen Kondylus und den am weitesten medialen Punkt des medialen Kondylus. Die Y Achse war nach lateral orientiert (Abb. 2; Duda *et al.*, 1997).

Mit Hilfe der Vektoralgebra wurden die Kräfte der mm. vasti, des m. rectus femoris und des lig. patellae zu einem einzigen Kraftvektor vereint. Die Kontaktkräfte an Hüfte und

² Das standardisierte Femur ist ein Computer Modell eines Femur Analogons, das vom Labor für Biomaterial-Technologie des Istituti Ortopedici Rizzoli, Italien, im Rahmen des Prometeo Projektes entwickelt wurde.

Knie wurden aus den resultierenden Gelenkkraften (Gewichtskraft und Beschleunigungskräfte) und den das jeweilige Gelenk überspannenden Muskelkräften bestimmt: Für jedes Gelenk war die Kontaktkraft (F_c) die Summe der Kraftvektoren aus der resultierenden Gelenkkraft (F_{res}) und den das Gelenk überspannenden Muskelkräften (F_{mi}) (Winter, 1990).

$$\begin{aligned}\vec{F}_c^{H\ddot{u}fte} &= \vec{F}_{res}^{H\ddot{u}fte} + \sum_i \vec{F}_{m_i}^{H\ddot{u}fte} \\ \vec{F}_c^{Knie} &= \vec{F}_{res}^{Knie} + \sum_i \vec{F}_{m_i}^{Knie}\end{aligned}\quad \text{Gleichung 1}$$

Durch das Anpassen der Muskelansätze an das Modell des “Standardized Femurs” wurde das mechanische Gleichgewicht gestört. Um das Kräftegleichgewicht wieder herzustellen, wurde die tibio-femorale Kontaktkraft um 3% erhöht. Das Gleichgewicht der Momente wurde durch ein Verteilen der Kontaktkräfte zwischen der medialen und lateralen Kondyle und durch Erhöhen der Kraft des m. gluteus maximus (+14%) erreicht. Für vier Momente des Gangzyklus wurde die Beanspruchung des Knochens ermittelt: Bei 10% (nach Brand *et al.*, 1986), ein Moment höchster Muskelaktivität), 30% (erstes Maximum der Bodenreaktionskraft), 45 % (zweites Maximum) und 70% (Schwungphase). Die wirkenden Muskel- und Gelenkkräfte sind im Anhang aufgeführt (Anhang 5-6).

Um Bewegungen des Modells im Raum auszuschliessen, wurden 3 Knoten am distalen Ende des Knochens fixiert. Die Spannungs- und Dehnungsverteilung wurden unter Berücksichtigung aller Muskel- und Gelenkkräfte ermittelt (Lastfall 1). Von der komplexen Belastungssituation wurden vereinfachte Lastfälle abgeleitet, wie sie zum Teil in experimentellen und analytischen Studien benutzt werden. Im ersten vereinfachten Lastfall wurden die Abduktoren, das ilio-tibiale Band, die Adduktoren, die Vasti, die Gastrocnemii und die Hüftkontakt berücksichtigt (Lastfall 2). In einer weiteren Vereinfachung wurden die Abduktoren, das ilio-tibiale Band, die Adduktoren, die Vasti und die Hüftkontakt berücksichtigt (Lastfall 3). Ein weiterer Lastfall berücksichtigte die Abduktoren, das ilio-tibiale Band, die Adduktoren und die Hüftkontakt (Lastfall 4). In einem letzten Fall wurden die Abduktoren, das ilio-tibiale Band und Hüftkontakt berücksichtigt (Lastfall 5).

Eine weitere Vereinfachung der Belastung führt zu unrealistischen Beanspruchungen mit übersteigerten Biegemomenten (Rohlmann *et al.*, 1982). Die Konvergenz des Finite Elemente Modells wurde überprüft, indem die knöchernen Dehnungen zuerst mit linearen Elementen und in einem zweiten Schritt mit quadratischen Elementen bestimmt wurden. Deutliche Unterschiede in den berechneten Dehnungen würden auf Fehler beziehungsweise zu starke Vereinfachungen in der Modellbildung hindeuten.

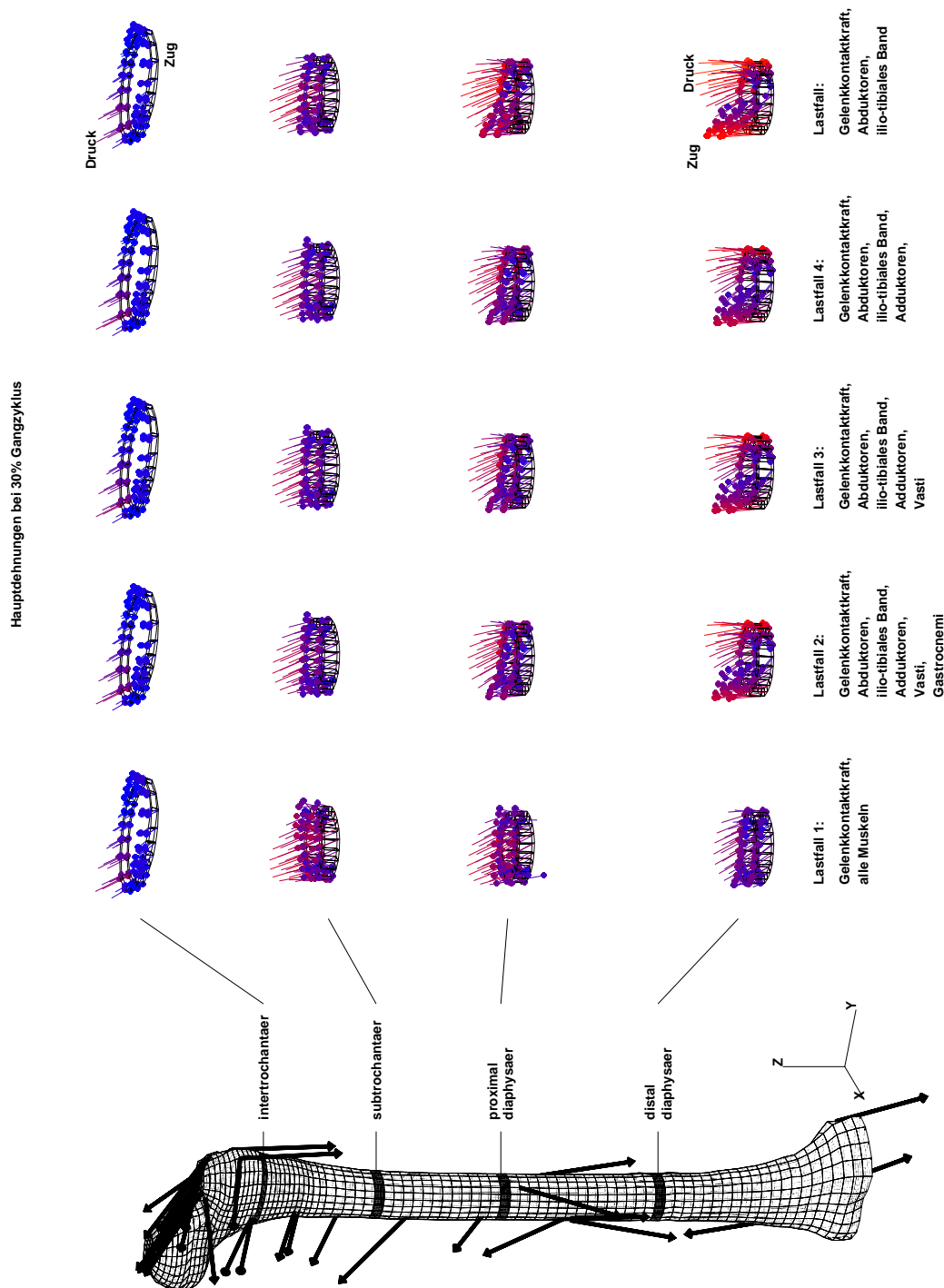


Abb. 2: Unten: Das Finite Elemente Modell des Femurs mit Muskeln. Die vier Ebenen, die für eine detaillierte Dehnungsanalyse ausgewählt wurden, sind schattiert dargestellt. Oben: Hauptdehnungen bei 30% Gangzyklus für eine inter-trochantäre, sub-trochantäre, proximal diaphysäre und distal diaphysäre Ebene. Die Länge der Linien entspricht dem Dehnungsausmass. Die Dehnungen sind für ein annähernd physiologisch belastetes Femur und für vier vereinfachte Lastfälle angegeben.

Trotz ihrer häufigen Verwendung in der Kontinuumsmechanik ist die von Mises Spannung ausschliesslich auf duktile Materialien anzuwenden. Duktile Materialien versagen unter Scherbelastung. Da Knochen ein grundsätzlich anderes Materialverhalten zeigt, wurde in dieser Arbeit auf die Hauptdehnungen (Grösse und Orientierung) zur Beschreibung der knöchernen Beanspruchung zurückgegriffen. Darüber hinaus gibt es eine Reihe von *in vivo* Messungen knöcherner Dehnungen, die zur Beurteilung der ermittelten Ergebnisse hinzugezogen werden können.

Die Verteilung der Hauptdehnungen auf der knöchernen Oberfläche unter angenähert physiologischer Belastung wurde mit derjenigen unter vereinfachten Lastbedingungen für einen Moment maximaler Belastung (30% Gangzyklus) verglichen. Darüber hinaus wurden die maximalen Hauptdehnungen bei 10, 30, 45 und 70% Gangzyklus untereinander verglichen. Abschliessend wurden die maximalen und minimalen Hauptdehnungen bei 45% Gangzyklus entlang einer Linie auf der medialen, ventralen und lateralen Seite des Femurs analysiert.

Ergebnisse

MUSKULOSKELETTALE BELASTUNGEN

Bodenreaktionskräfte

Die Bodenreaktionskräfte während des Gehens waren durch eine vertikale Kraftkomponente gekennzeichnet (Abb. 3). Im Durchschnitt variierte das Maximum der Bodenreaktionskräfte um 6% (IBL: 5%, HSR 6%, PFL 7%, KWR: 8%). Ähnliche Ergebnisse zeigten sich beim Treppesteigen mit durchschnittlichen Variationen des Maximums von 7% (IBL: 8%, HSR 7%, PFL 1%, KWR: 12%).

Resultierende Momente an der Hüfte

Sowohl für das Gehen als auch das Treppesteigen variierte der Verlauf der resultierenden Momente für Messungen eines Patienten nur moderat (Abb. 4). Die Maxima der Flexions-Extensions Momente unterschieden sich um durchschnittlich 25% beim Gehen (IBL: 14%, HSR 32%, PFL 35%, KWR: 20%) und 18% beim Treppesteigen (IBL: 30%, HSR 9%, PFL 8%, KWR: 25%).

Vergleich gemessene zu berechnete Hüftkontaktkraft

Im direkten Vergleich der berechneten und gemessenen Belastungszyklen zeigte sich eine gute Übereinstimmung im Kurvenverlauf als auch in der Grössenordnungen beim Gehen in allen vier Patienten. Die Unterschiede zwischen Rechnung und Messung waren während der Standphase am geringsten (Abb. 5). Beim Vergleich der gemessenen und berechneten Hüftkontaktkraft traten durchschnittliche Unterschiede von bis zu 11,8% auf (IBL: 12,8%, HSR 22,6%, PFL 10,23%, KWR: 1,6%). Eine besonders grosse Übereinstimmung zeigte sich in der vertikalen Kraftkomponente während die kleineren antero-posterioren und medio-lateralen Komponenten der Hüftkontaktkraft eine schlechtere Übereinstimmung zeigten.

Im Vergleich der gemessenen mit den berechneten Hüftkontaktkräften zeigte sich eine ähnlich gute Übereinstimmung beim Treppesteigen (Abb. 5). Wieder war die Übereinstimmung bei der vertikalen Kraftkomponente am grössten, während die antero-posteriore und die medio-laterale Komponente grössere Abweichungen zeigten. Bei maximaler Belastung unterschieden sich die Beträge der Hüftkontaktkraft durchschnittlich um 14,2% (IBL: 8,0%, HSR 14,5%, PFL 20,7%, KWR: 13,4%).

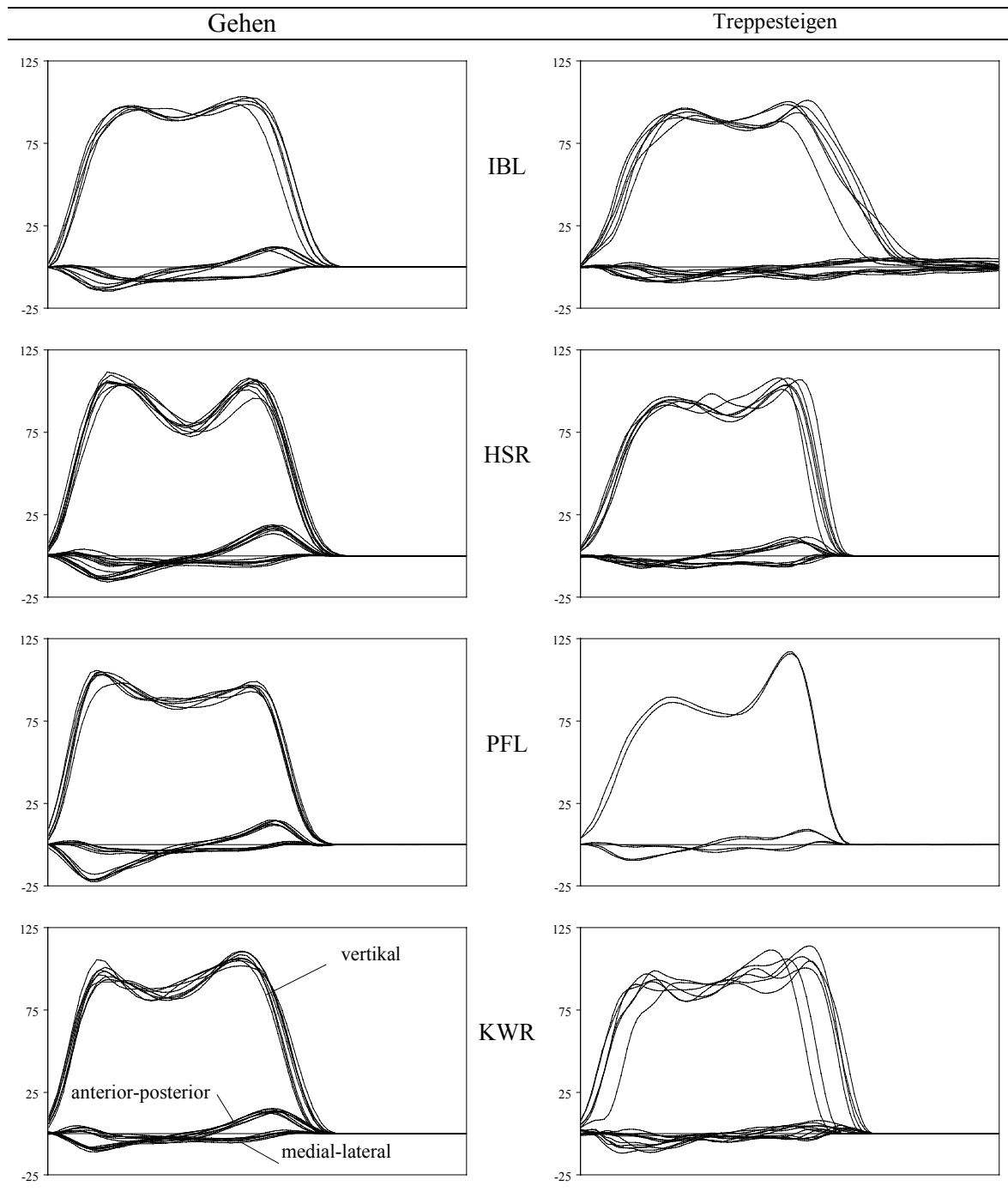


Abb. 3: Bodenreaktionskräfte während des Gehens (links) und des Treppesteigens (rechts) bei verschiedenen Wiederholungen der vier Patienten. Die Kräfte werden in Prozent des Körpergewichtes während eines Gangzyklus wiedergegeben.

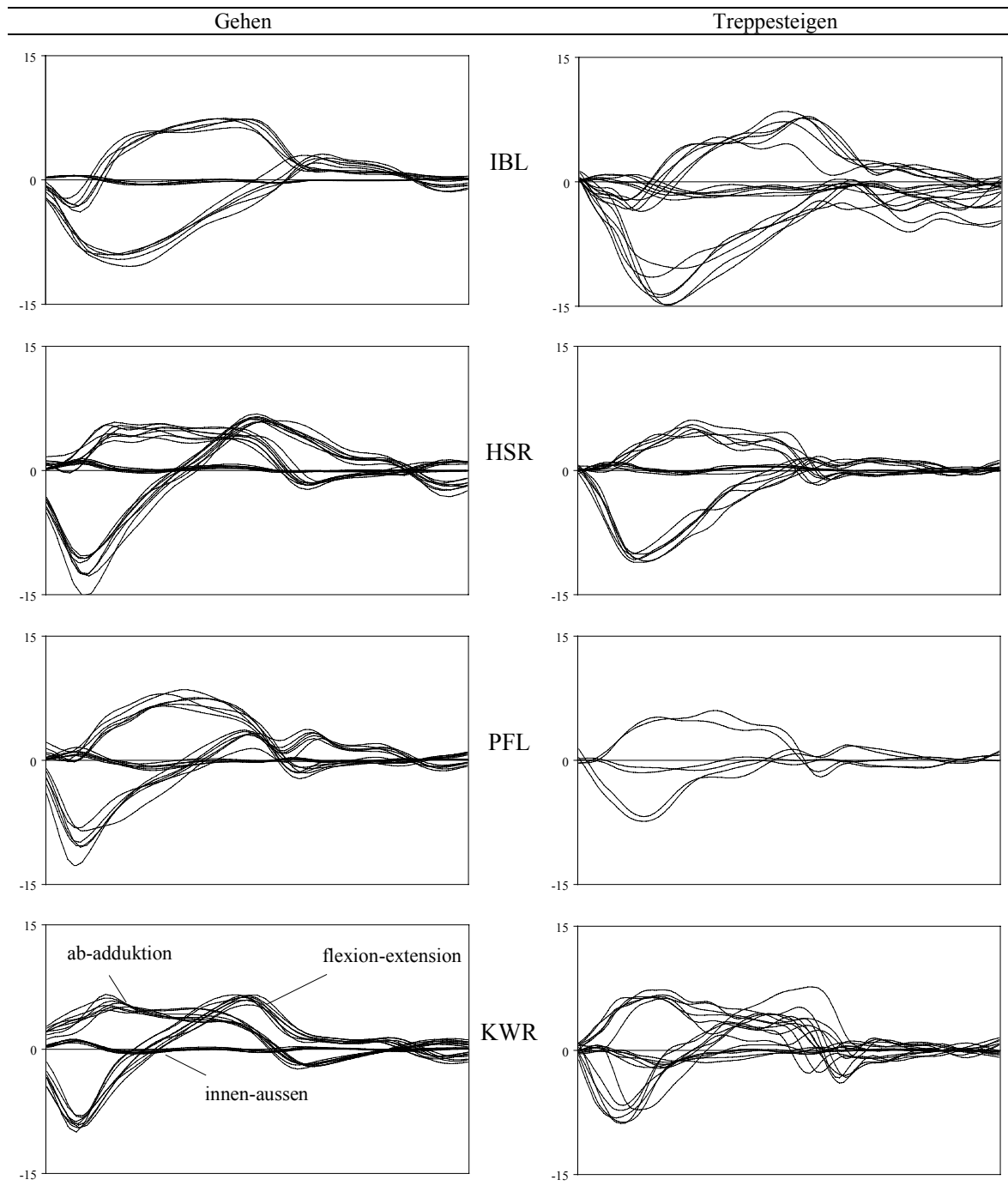


Abb. 4: Resultierende Momente an der Hüfte während des Gehens (links) und Treppesteigens (rechts) bei verschiedenen Wiederholungen der vier Patienten. Die Momente werden in Prozent des Körpergewichtes * Meter während eines Gangzyklus wiedergegeben.

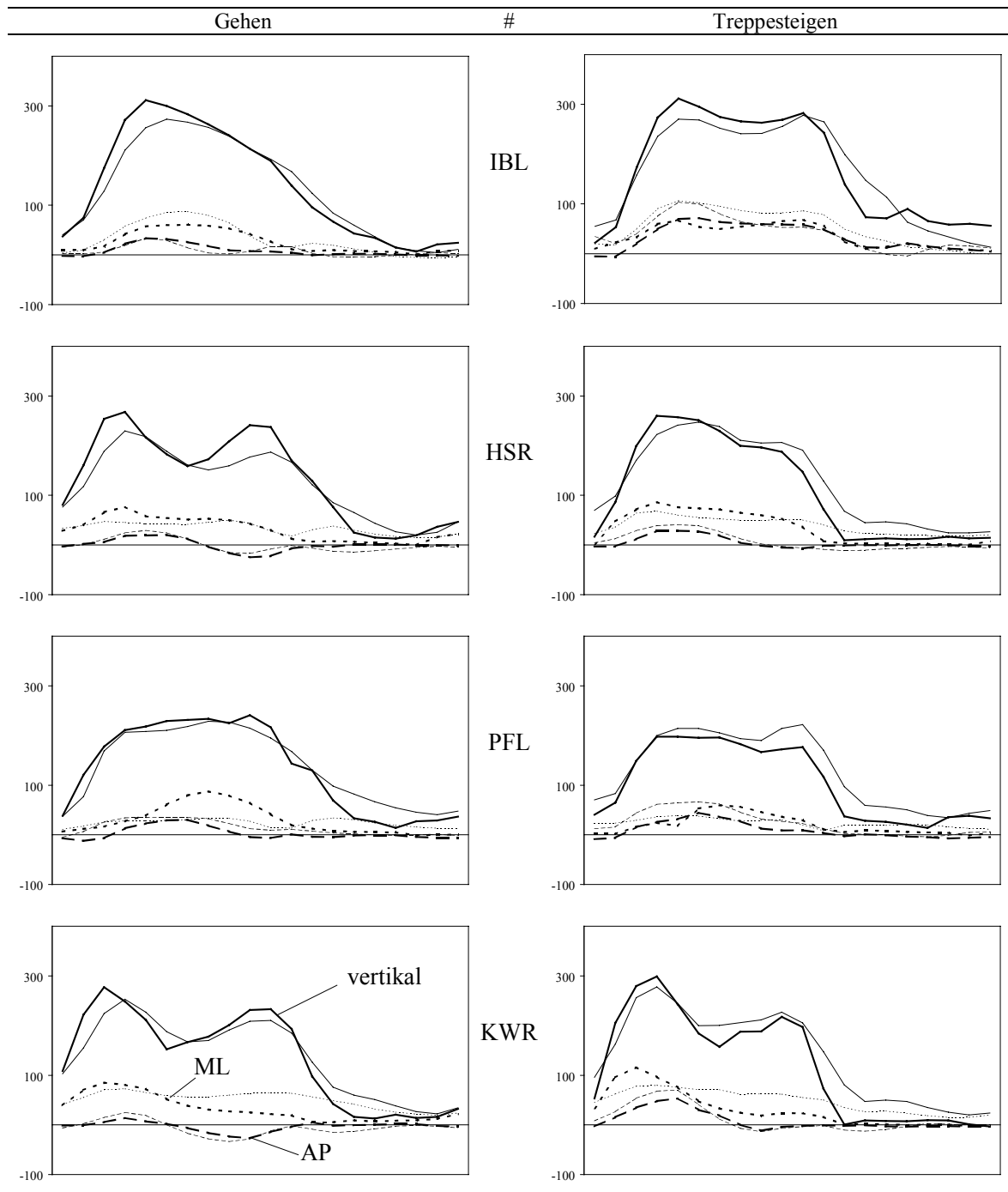


Abb. 5: Gemessene (dünne Linien) und berechnete (dicke Linien) Hüftkontaktkräfte während des Gehens (links) und Treppesteigens (rechts) der vier Patienten. Die Kräfte werden in Prozent des Körpergewichtes während eines Gangzyklus wiedergegeben.

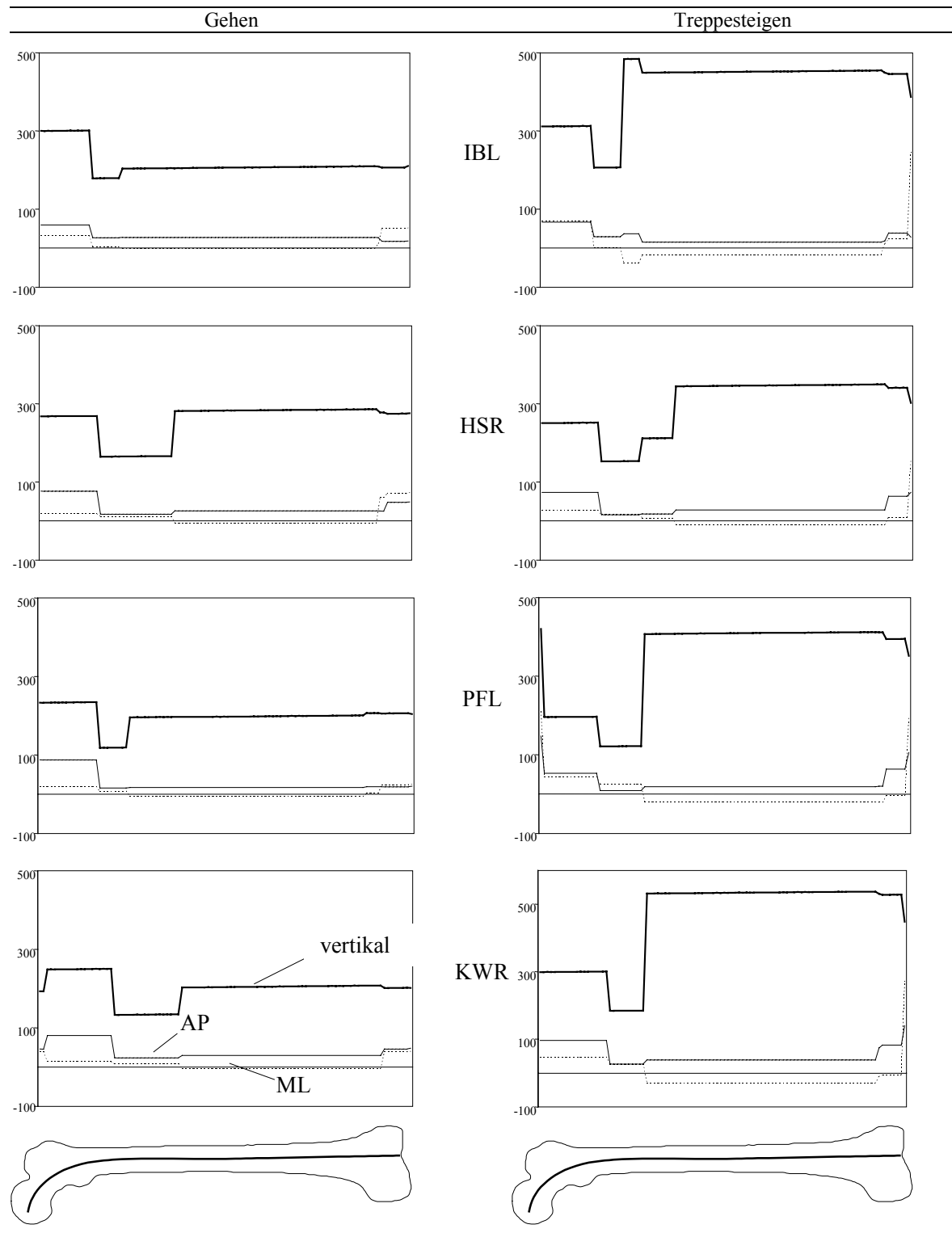


Abb. 6: Kräfte im Femur während der maximalen Bodenreaktionskraft beim Gehen (links) und Treppesteigen (rechts) für alle vier Patienten. Die Kräfte wurden entlang der gekrümmten Linie ermittelt.

Belastungen im proximalen Femur

Die Analyse der mechanischen Belastungen im proximalen Femur zeigte eine ausgeprägte Kompression des Knochens, während die Scherkräfte zum Gelenk hin leicht zunahmen (Abb. 6). Im Vergleich zur Kompression traten jedoch nur relativ moderate Scherkräfte auf (Duda *et al.*, 1997). Im Gegensatz zu früheren Abschätzungen (Pauwels, 1951) zeigten sich relativ geringe Biegemomente, die zur Diaphyse hin zunahmen. Im Vergleich zu den anderen Momenten war das Torsionsmoment im Betrag am kleinsten.

MUSKULOSKELETTALE BEANSPRUCHUNGEN

Bei der Ermittlung der knöchernen Beanspruchungen zeigte sich, dass im Vergleich zwischen linearer und quadratischer Verschiebungsfunktion (Analyse der Konvergenz des Modells) eine maximale Dehnungsdifferenz von 6% auftrat. Daher wurde davon ausgegangen, dass das gewählte lineare Elementmodell und die entsprechende Vernetzung eine hinreichend genaue Analyse der Dehnungsverteilung im Knochen zulässt.

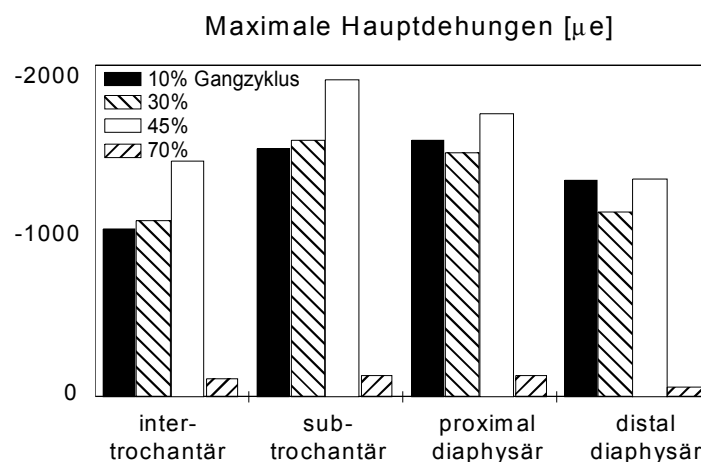


Abb. 7: Maximale Hauptdehnungen für die inter-trochantäre, sub-trochantäre, proximal diaphysäre und distal diaphysäre Ebene bei 10, 30, 45 und 70% Gang Zyklus. Die Dehnungen sind für ein annähernd physiologisch belastetes Femur angegeben (Lastfall 1).

Unter komplexer, angenähert physiologischer Beanspruchung überschritten die Hauptdehnungen nie den Betrag von 2000 $\mu\epsilon$ (Abb. 7) Dagegen konnten in den vereinfachten Lastfällen Dehnungen von bis zu 3000 $\mu\epsilon$ beobachtet werden (Abb. 8). Im proximalen Fünftel des Knochens konnte kein wesentlicher Unterschied zwischen komplexem und vereinfachtem Lastfall hinsichtlich der knöchernen Belastung festgestellt werden (Abb. 6; < 3%). Kleine Unterschiede in den Beanspruchungen zeigten sich dagegen in der Region distal des kleinen Trochanters zwischen Lastfall 1 und 2. Diese Differenz wurde bei Vernachlässigen der Abduktoren deutlich gesteigert (Lastfall 5).

Grosse Differenzen in Orientierung und Betrag der Dehnungen wurden zwischen den Lastfällen 1, 2, 3 und 4 auf der einen und Lastfall 5 auf der anderen Seite festgestellt. Der Lastfall 5 mit nur Hüftkontakt, Abduktoren und ilio-tibialem Band zeigte ein für Biegung typisches Dehnungsmuster. Im Gegensatz dazu zeigte sich eine weitestgehend einheitliche Verteilung der Dehnung unter angenähert physiologischer Belastung (Lastfall 1). Lediglich eine Drehung des resultierenden Vektors der Dehnung, die durch torsionale Belastung verursacht wurde, konnte im Lastfall 1 nachgewiesen werden. Die während der Schwungphase des Ganges auftretenden Dehnungen waren mit maximal $200 \mu\epsilon$ deutlich unter denen der Standphase.

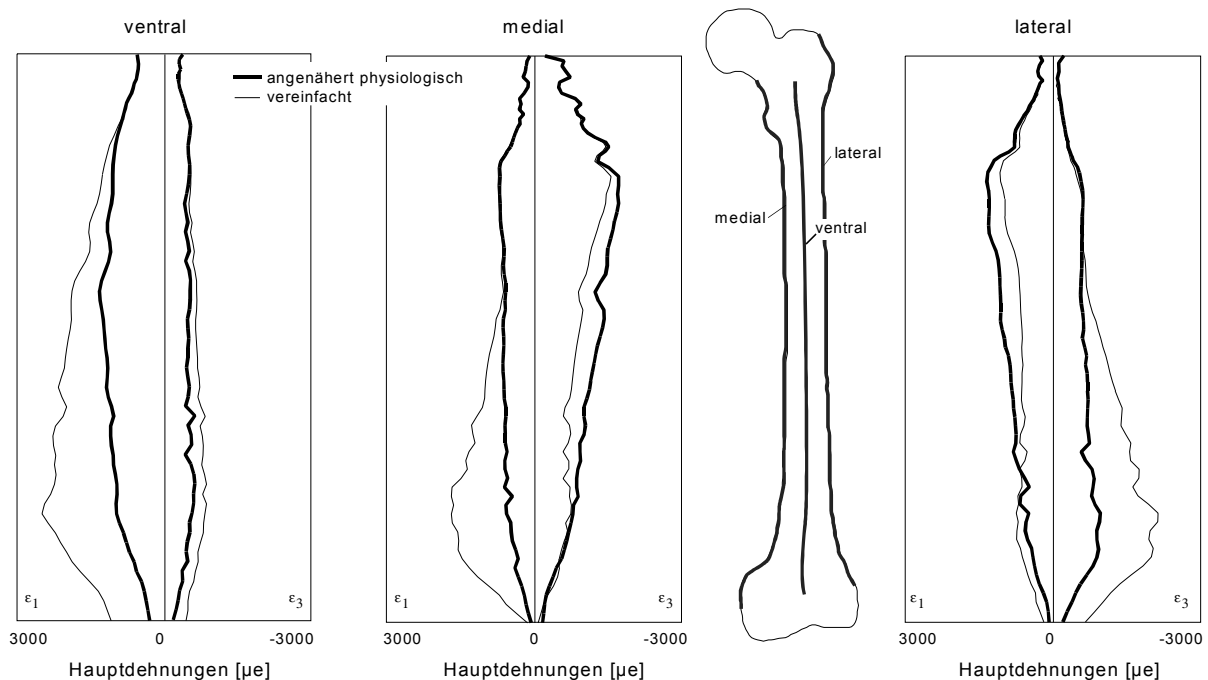


Abb. 8: Maximale (ϵ_1) und minimale Hauptdehnungen (ϵ_3) entlang einer ventralen, medialen und lateralen Linie des humanen Femurs bei 45% Gangzyklus unter angenähert physiologischer Belastung (dunkle Linie, Lastfall 1). Zum Vergleich sind die Dehnungen für eine vereinfachte Belastungen mit Hüftkontaktkraft, Abduktoren und ilio-tibialem Band dargestellt (dünne Linien, Lastfall 5).

Unter vereinfachter Belastung (Lastfall 5: Abduktoren, ilio-tibiales Band und Hüftkontakt) wurden Unterschiede in der Beanspruchung des femoralen Schaftes gegenüber einem angenähert physiologischen Zustand deutlich (Abb. 8). Aufgrund unausgeglichener Biegemomente zeigten sich Maxima der Zug- und Druckbereiche im distalen Anteil des Knochens.

Diskussion

MUSKULOSKELETTALE BELASTUNGEN

Ziel dieser Studie war es, die muskuloskelettalen Belastungen in der unteren Extremität während unterschiedlicher Aktivitäten zu bestimmen. Die mechanischen Rahmenbedingungen beeinflussen die biologischen Prozesse der Frakturheilung und des Knochenumbaus. Eine Reihe von Versuchen wurde unternommen, um die muskuloskelettale Belastung zu quantifizieren (Seireg and Arvikar, 1973; Seireg and Arvikar, 1975; Rohrle *et al.*, 1984; Brand *et al.*, 1986; Davy and Audu, 1987; Herzog, 1987; Pedersen *et al.*, 1987; Fuller and Winters, 1993; Siebertz and Baumann, 1994; Collins, 1995; Glitsch and Baumann, 1997). Diese Studien konnten zeigen, dass die Berechnung der komplexen muskulären Interaktion grundsätzlich möglich ist. Eine Validierung der berechneten Belastungen durch einen direkten Vergleich mit *in vivo* Messungen war jedoch bisher nicht möglich. In der vorliegenden Arbeit konnte erstmals ein muskuloskelettale Modell der humanen unteren Extremität entwickelt und die berechneten Hüftkontaktkräfte in einem direkten Vergleich mit *in vivo* Daten bestätigt werden.

Vier Patienten mit speziellen Hüftendoprothesen, die eine Messung der Hüftkontaktkraft *in vivo* ermöglichen, wurden in die Studie einbezogen (Bergmann *et al.*, 1988; Bergmann *et al.*, 1993). Das entwickelte muskuloskelettale Modell konnte in seinen Hauptdimensionen an die anatomische Situation jeder der vier Patienten angepasst werden. Somit stellte das biomechanische Modell bis zu einem gewissen Grad ein Modell der realen muskuloskelettalen Bedingungen dar. Bedingt durch die Implantation der Hüftendoprothese repräsentieren die gemessenen Belastungen nicht notwendigerweise die Lastbedingungen bei gesunden Personen.

Die kleinen Variationen in den Bodenreaktionskräften (im Durchschnitt 7%) zwischen Wiederholungen der einzelnen Übungen zeigten, dass sowohl das Gehen als auch das Treppensteigen von den Patienten durchaus reproduzierbar durchgeführt wurden. Dagegen zeigten sich deutliche Variationen in den resultierenden Momenten (im Durchschnitt 25%). Diese Variationen lassen sich zum Teil auf die unterschiedlich ausgeführten Bewegungen bei gleichen Bodenreaktionen zurückführen. Da die resultierenden Momente ein Produkt aus Kräften und Hebelarmen darstellt, können leichte Variationen in den Positionen der Gliedmassen schon zu deutlich unterschiedlichen resultierenden Momenten führen. Kritisch ist allerdings zu bemerken, dass neben einer realen Variation in der Bewegung auch eine fehlerhafte Messung der Bewegung diesen Unterschied in den Momenten bewirken kann. Eine wesentliche Fehlerquelle sind die Bewegungen der reflektierenden

Marker durch Hautverschiebungen. Obwohl darauf geachtet wurde z.B. die Hautbewegungen zu minimieren, konnten sie nicht ausgeschlossen werden. Der sich aus den Hautverschiebungen ergebende Einfluss der Längenänderung der Knochen während eines Gangzyklus konnten mit Hilfe mathematischer Verfahren minimiert werden (Deuretzbacher and Rehder, 1995). Dagegen mussten die durch kleine Hautverschiebungen produzierten Verdrehungen der Knochen um ihre Längsachse (z.B. im Kniegelenk) im Modell manuell korrigiert werden. Da die resultierenden Momente ausgehend vom oberen Sprunggelenk über das Kniegelenk schliesslich auch am Hüftgelenk berechnet wurden, setzten sich auch kleine Fehler von distal nach proximal fort. In der Folge treten bei einem Patienten grössere Variationen in den resultierenden Momenten an der Hüfte im Vergleich zu denjenigen an Kniegelenk und oberem Sprunggelenk auf. Die bei den vier Patienten aufgetretenen Variationen in den resultierenden Momenten sind im Vergleich zu Literaturangaben jedoch gering (Winter, 1990; Deuretzbacher and Rehder, 1995).

Modellbildung

Um muskuloskelettale Belastungen zu ermitteln, war ein Modell der knöchernen und muskulären Strukturen nötig. Auch wenn wesentliche Informationen zur patientenspezifischen Anatomie, z.B. der Anteversion, der Schenkelhalslänge, aus CT und Röntgenaufnahmen entnommen werden konnten, war eine vollständige Rekonstruktion der individuellen Anatomie nur bedingt möglich. Es wurde ein Verfahren entwickelt, das eine möglichst weitgehende Rekonstruktion der spezifischen Daten ermöglicht, ohne die Patienten einer zusätzlichen Strahlenbelastung auszusetzen: Gestützt auf ein möglichst exaktes biomechanisches Modell (basiert auf den "Visible Human" Datensatz) wurden individuelle muskuloskelettale Modelle für jeden Patienten geschaffen. In erster Näherung wurden Muskeln und Ligamente als gerade Linien nachgebildet. Wo nötig wurden Muskeln um knöcherne Strukturen gewickelt, um die wirksamen Hebelarme der Muskeln zum jeweiligen Gelenk möglichst genau zu simulieren. Die Annäherung der Muskeln als gerade Verbindungslinien ist insbesondere im Bereich des proximalen Femurs eine grobe Vereinfachung (Jensen and Davy, 1975). Diese Vereinfachung mag Ursache für die relative Ungenauigkeit in der Bestimmung der lateralen und ventralen Komponente der Hüftkontaktkraft im Vergleich zu den *in vivo* Messungen sein. Um diese Einschränkung zu überwinden, konzentriert sich die laufende Arbeit auf eine komplexere Nachbildung der 3D Strukturen der Muskeln.

Im muskuloskelettalen Modell wurde die patello-femorale Kinematik gestützt auf ein *in vitro* Experiment berücksichtigt. Durch die Simulation der Roll und Gleitbewegung der Patella im femoralen Gleitlager konnten in erster Näherung auch die Hebelarme der mm. vasti, des m. rectus femoris und des lig. patellae hinreichend genau modelliert werden. Für

grosse Beugewinkel jedoch, wie sie zum Beispiel beim Aufstehen auftreten, ist das eingesetzte muskuloskelettale Modell nicht hinreichend genau. Beim Gehen und Treppesteigen war der Beugewinkel im Kniegelenk gering, so dass die eingesetzte einfache Kinematik ausreichte, um die Bewegungen von Patella, Femur und Tibia im Kniegelenk annähernd wiederzugeben.

Die gute Übereinstimmung zwischen berechneten und gemessenen Hüftkontaktkräften weist zumindest darauf hin, dass die möglicherweise begrenzte Muskelaktivierung, die durch lineare Optimierung ermittelt wird, dennoch im Stande ist, die proximale femorale Belastung zu imitieren. Weiterführende Studien müssen klären, ob sich zum Beispiel durch eine genauere Modellierung der Kniekinematik oder der 3D Verläufe der Muskelzüge auch für andere als die geschilderten Bewegungen hinreichend gute Übereinstimmungen zwischen gemessenen und berechneten Kontaktkräften an der Hüfte ergeben.

MUSKULOSKELETTALE BEANSPRUCHUNGEN

Ein Finite Elemente Modell eines humanen Femurs, das einen Vergleich der Dehnungsverteilung unter verschiedenen Belastungen erlaubt, wurde entwickelt. Obwohl die angewandten Muskel- und Gelenkbelastungen nur eine grobe Annäherung an die *in vivo* Situation darstellen konnten, enthüllt diese Analyse den Einfluss der muskulären Belastung auf die Dehnungsverteilung. Wissen um diese Belastung ist essentielle Voraussetzung für die Analyse von Frakturheilung und Knochenumbau. Unter angenähert physiologischer Belastung erfuhr der Knochen eine entlang seines Schaftes weitestgehend einheitliche Dehnungsverteilung (Abb. 8). Grundsätzlich zeigte sich eine Kompressionsbeanspruchung in Kombination mit Torsions- und Biegebeanspruchung. Die vereinfachten Lastfälle, besonders derjenige mit lediglich Abduktoren, ilio-tibialem Band und Hüftkontaktkraft, zeigten dagegen distal ausgeprägte Biegebeanspruchungen. Wenn Muskeln vernachlässigt werden, werden Scherkräfte und Biegemomente überschätzt. Eine wesentliche Aufgabe der Muskeln ist das Ausgleichen der Beanspruchungen, so dass Biege- und Scherbelastungen minimiert werden (Duda *et al.*, 1997).

Wenn man die unter angenähert physiologischer Belastung berechneten Dehnungen mit denen aus *in vivo* Messungen an der Tibia vergleicht, zeigt sich eine weitestgehende Übereinstimmung (Lanyon *et al.*, 1975; Schatzker *et al.*, 1980; Schatzker *et al.*, 1980; Rolf *et al.*, 1997). In verschiedenen Arbeiten wurden Dehnungen von 1000 bis 1500 $\mu\epsilon$ aus *in vivo* Messungen berichtet. Diese Finite Elemente Analyse ermittelte maximale Dehnungen unterhalb von 2000 $\mu\epsilon$. Die unter dem vereinfachten Lastfall (Lastfall 5) berechneten Dehnungen sind mit denen aus *in vitro* Studien bei entsprechender Belastung vergleichbar (Rohlmann *et al.*, 1982; Cristofolini *et al.*, 1995).

Schlussfolgerungen

Das in dieser Studie vorgestellte muskuloskelettale Modell der unteren Extremität ist im Stande, die Hüftkontaktkräfte von vier Patienten mit Totalhüftendoprothesen beim Gehen und Treppesteigen vorherzusagen. Aus dem somit validierten Modell lassen sich die Belastungen im proximalen Femur für die vier Patienten und die beiden Aktivitäten darstellen. Obwohl sich die Anteversionswinkel der Patienten um bis zu 25° unterschieden, waren die Belastungen im proximalen Femur in Muster und Betrag vergleichbar.

Die *in vivo* gemessenen und berechneten Hüftkontaktkräfte stimmten während des Gehens und Treppesteigens gut überein. Der direkte Vergleich zwischen gemessenen und berechneten Hüftkontaktkräften zeigte beim Gehen Differenzen von durchschnittlich 12% und beim Treppesteigen von 14%. Trotz einer guten Übereinstimmung in der Vertikallast zeigte sich für die ventrale und laterale Kraftkomponente eine geringere Übereinstimmung.

Das proximale Femur wurde primär komprimiert und erfuhr nur eine leichte Scherbelastung, unabhängig vom Patienten und der einzelnen Aktivität. Das validierte Modell kann nunmehr verwendet werden, um die mechanischen Bedingungen in den langen Röhrenknochen zu analysieren. Die mechanischen Belastungen bilden die Rahmenbedingungen unter denen die biologischen Prozesse der Frakturheilung und der Knochenbildung stattfinden.

Zusammenfassend lässt sich feststellen, dass Muskelkräfte ausserordentlich bedeutsam für die Beanspruchung knöcherner Strukturen sind. Die Berücksichtigung von Abduktoren, ilio-tibialem Band, Adduktoren und Hüftkontaktkraft ermöglicht eine relativ vollständige Simulation der komplexen, physiologischen Belastung. Analysen der Diaphyse sollten ausserdem die Vasti einschliessen und Untersuchungen am distalen Ende des Femurs sollten die Gastrocnemii berücksichtigen. Nur wenn die entsprechenden Muskelgruppen Berücksichtigung finden, können Dehnungen ähnlich denen aus *in vivo* Messungen erreicht werden. Wenn wesentliche Muskeln vernachlässigt werden, wird der Anteil der Biegung überschätzt und derjenige der Torsion unterschätzt. Dies ist insbesondere für Analysen von Frakturheilung und Knochenumbau als auch für die Gestaltung und präklinischen Testung von Implantaten bedeutsam.

5 Mechanische Rahmenbedingungen der Frakturheilung³

Die Heilung von Frakturen ist ein komplexer Vorgang und wird durch viele Faktoren beeinflusst. Das Ausmass der initialen Verletzung hat den grössten Einfluss auf das klinische Ergebnis (Kenwright and Gardner, 1998). Zusätzlich beeinflusst die mechanische Stabilität der Osteosynthese den Heilungsprozess. Durch experimentelle Untersuchungen wurden Parameter identifiziert, die einen Einfluss auf das Heilungsergebnis aufwiesen: Bedeutsam erwiesen sich unter anderen die Weite des Frakturspalts und das Ausmass als auch die Rate der interfragmentären Dehnung (Claes *et al.*, 1998). Die Art der Belastung, die Anzahl der Zyklen und der zeitliche Ablauf des mechanischen Stimulus sind ebenfalls von wesentlicher Bedeutung (Goodship and Kenwright, 1985).

Die Kallusbildung kennzeichnet die sekundäre Knochenheilung (Perren, 1974). Der sich bildende Kallus vermindert die relative Bewegung zwischen den proximalen und distalen knöchernen Fragmenten, bis eine kortikale Überbrückung erreicht ist (McKibbin, 1978; Schenk, 1986). Die gebildete Kallusmenge wird stark von der interfragmentären Bewegung beeinflusst: Geringe Callusbildung wird durch eine allgemein stabile Fixation erreicht, während sich grössere Menge an Kallus durch eine instabile Osteosynthese bilden (Wu *et al.*, 1984; Goodship and Kenwright, 1985; Claes *et al.*, 1995). Wenn die interfragmentäre Bewegung zu gross ist, kann dies zu einer verzögerten Konsolidierung, oder sogar zu einer Pseudarthrose führen (Schenk *et al.*, 1986; Kenwright and Goodship, 1989). Tierexperimentelle Untersuchungen haben gezeigt, dass eine axiale interfragmentäre Bewegung zwischen 0,2 - 1,0 mm die Heilung stimuliert (Goodship *et al.*, 1988; Claes *et al.*, 1995). Klinische Erkenntnisse deuten an, dass Scherbewegung eher den Heilungsprozess verzögert (Yamagishi and Yoshimura, 1955), während neuere experimentelle Ergebnisse dies in Frage stellen (Park *et al.*, 1998). Eine Beschleunigung des biologischen Heilungsprozesses kann möglicherweise durch zusätzliche axiale interfragmentäre Bewegungen erreicht werden (Kenwright *et al.*, 1986).

Die Verteilung der Belastung zwischen Implantat und Knochen bestimmt die langfristige

³ In Kooperation mit M. Raschke, C. Khodadadyan, M. Heller, J.-P. Kassi, J. E. Hoffmann, F. Mandruzzato, M. Sollmann und S. Sporrer Unfall- und Wiederherstellungschirurgie, Charité, Berlin

Funktion einer Osteosynthese: Durch die Stabilisierung mit einem steifen Implantat kommt es zu einer Entlastung weiterer Knochenregionen, die bei langfristiger Fixation zu Knochenresorption und Knochenumbau führen können (Turner *et al.*, 1997). Überlastung und mechanische Ermüdung können zum technischen Versagen der Osteosynthese führen (Haas, 1983). In diesem Sinne wäre eine bessere Kenntnis der Lastübertragung vom Implantat zum Knochen für ein Verständnis der mechanischen Aspekte des Heilungsprozesses und somit auch für die Wahl einer passenden Versorgung hilfreich.

Nägel und externe Fixateure sind seit Jahrzehnten häufig verwendete Fixationssysteme für die chirurgische Versorgung dia- und metaphysärer Frakturen. Sie wurden in den vergangenen Jahren stark verbessert und ihre Indikationen zum Teil weit ausgedehnt (Haas *et al.*, 1995). *In vitro* Experimente werden häufig angewandt um die Eignung einer Osteosynthese *in vivo* darzustellen. Methoden wurden entwickelt, um vollständig die Steifigkeit einer Osteosynthese zu beschreiben (Duda *et al.*, 1998). Druck-, Biegung- und Torsionstests wurden durchgeführt, um die Steifigkeit und das Ermüdungsverhalten verschiedener verriegelter Nägel alleine (Lewis and Holland, 1998) oder im Knochenverbund (Schandelmaier *et al.*, 1996) zu untersuchen. Diese Studien liefern Information über die Steifigkeit des Verbunds aus Implantat und Knochen. Aussagen über die Verteilung der Belastung zwischen Implantat und Knochen unter physiologischen Belastungen sind jedoch nicht möglich. Eine alternative Möglichkeit der Beurteilung der Eignung von Osteosynthesen sind *in vivo* Studien. Verschiedene Autoren haben *in vivo* Experimente durchgeführt, um die optimale interfragmentäre Kompression (Claes *et al.*, 1995) und Scherung zu schätzen (Park *et al.*, 1998). Andere haben den Zusammenhang zwischen der Defektgröße und der Heilungsrate analysiert (Augat *et al.*, 1998). Diese Untersuchungen stellen eine Beziehung zwischen dem mechanischen Stimulus an der Fraktur und der biologischen Antwort während der Heilung dar. Aber selbst unter kontrollierten, experimentellen Bedingungen bleiben die wirkenden Belastungen und die Beanspruchung von Knochen, Weichteilmantel und Implantat unbekannt.

In bisherigen Analysen wurden Muskelkräfte oft nicht beachtet, obwohl ihre Bedeutung für das umfassende Verständnis der Beanspruchung langer Röhrenknochen am Beispiel des Femurs mehrfach demonstriert wurde (Rybicki *et al.*, 1972; Rohlmann *et al.*, 1982; Duda *et al.*, 1998). Der Einfluss der Unterschenkelmuskulatur auf die Belastung der intakten als auch der fakturierten Tibia ist bisher unbekannt. Am Beispiel ausgewählter Osteosynthesen lässt sich der Zusammenhang zwischen muskuloskelettaler Belastung einerseits und mechanischen Rahmenbedingungen der Frakturheilung andererseits aufzeigen.

MECHANISCHE RAHMENBEDINGUNGEN NACH UNAUFGEBOHRTER MARKNAGELUNG

Ursprünglich wurde die unaufgebohrte Marknagelung der Tibia als ein temporäres Verfahren und als Alternative zur externen Fixation von komplexen und offenen Frakturen entwickelt (Haas *et al.*, 1993; Krettek *et al.*, 1994). Mit der Erweiterung der Indikationen in die metaphysären Bereiche stieg die Zahl der Berichte über das mechanische Versagen der Implantate (distale Tibia 17.9% im Vergleich zum restlichen Knochen 14%; (Hutson *et al.*, 1995).

Die unaufgebohrte Marknagelung begünstigt die Biologie auf Kosten der erreichbaren mechanischen Stabilität. Da ein gewisses Mass an mechanischer Stabilität dennoch für eine schnelle und unkomplizierte Heilung nötig ist, ist Wissen um die Grenzen der unaufgebohrten Marknagelung nötig. Der Erweiterung der Indikationen der unaufgebohrten Marknagelung der Tibia für die metaphysären Regionen folgten gehäuft Berichte über Komplikationen (Freedman and Johnson, 1995; Blachut *et al.*, 1997). Während Grenzindikationen im proximalen Drittel (Probleme bei der Insertion des Nagels) bekannt sind (Lang *et al.*, 1995), sind Einschränkungen für die Anwendung im distalen Drittel nicht formuliert. In einer Studie der Clinical Documentation and Investigation der AO, Davos, wurde die Behandlung von Schaftfrakturen der Tibia in Schweizer Kliniken zwischen 1994 und 1997 analysiert (Goldhahn *et al.*, 1999). Von 94 Fällen, die mit unaufgebohrter Marknagelung behandelt wurden, zeigten 17 Fälle eine verspätete Heilung. Fünfzehn dieser Fälle waren einfache Querfrakturen. Zehn dieser Frakturen lagen im distalen Drittels des Knochens und mussten erneut operiert werden, um ein Ausheilen zu erreichen. Bei Komplikationen im distalen Drittel der Tibia wurden keine begleitenden Schäden der Weichteile dokumentiert. Die Komplikationen bei unaufgebohrter Marknagelung stellen die generelle Bevorzugung der biologischen Bedingungen auf Kosten der mechanischen Stabilität in Frage.

MECHANISCHE RAHMENBEDINGUNGEN NACH STABILISIERUNG MIT INTERNEM FIXATEUR

Alternativ zur intramedullären Nagelung wird die Plattenosteosynthese zur Stabilisierung von Frakturen eingesetzt. Wesentliches Problem bei der Stabilisierung von Frakturen mit Hilfe einer Plattenosteosynthese ist die Unterbrechung der Durchblutung unterhalb der Platte. Zusätzlich kommt es beim offenen Anbringen der Plattenosteosynthese zu weiteren Devaskularisierungen (Perren, 1991). Durch neues Plattendesign wurde der Kontakt zwischen Implantat und Knochen weiter reduziert, um die periostale Durchblutung weitestgehend zu erhalten (Low-Contact-Plating). In einer Weiterentwicklung wird nunmehr die direkte Kompression zwischen Implantat und Knochen vermieden. Ein solches Konzept erhält vollständig die periostale Durchblutung und lässt Raum für die Kallusbildung. Äusserlich einer Platte vergleichbar stabilisiert ein winkelstabiler, interner

Fixateur die Fragmente nicht durch eine Kompression zwischen Schraube und Knochen sondern durch eine winkelstabile Verankerung der Schrauben im Knochen (Haas *et al.*, 1997).

Derzeit sind nur einige *in vitro* Daten über diese neuartigen internen Fixateure erhältlich (Kowalski *et al.*, 1996). Die experimentelle Untersuchung der Steifigkeit eines neu entwickelten Implantats ist ein gängiges Verfahren, um die Eignung einer Osteosynthese schon vor ihrem klinischen Einsatz abschätzen zu können (Duda *et al.*, 1998). Die *in vivo* wirkenden, komplexen Belastungen als auch die im Frakturspalt zu erwartende Beanspruchung bleiben bei diesem Verfahren jedoch unberücksichtigt. Die mechanischen Bedingungen für die Frakturheilung nach interner Fixation wurden auch in numerischen Untersuchungen analysiert. Sowohl Quer- als auch Schrägfrakturen wurden durch Kompressionsplatten (Rybicki *et al.*, 1974; Rybicki and Simonen, 1977) oder unaufgebohrte Marknagelung stabilisiert (Raunest *et al.*, 1996). Die Untersuchungen beschränken sich jedoch zumeist auf kleinere Knochensegmente und vereinfachte Lastbedingungen. Die muskuloskelettalen Bedingungen, unter denen die Heilung *in vivo* tatsächlich erfolgt, sind jedoch meist in diesen experimentellen oder numerischen Analysen nicht berücksichtigt. Muskel- als auch Ligamentkräfte werden oft nicht beachtet, obwohl ihre besondere Bedeutung für die Beanspruchung langer Röhrenknochen mehrfach aufgezeigt worden ist (Rybicki *et al.*, 1972; Rohlmann *et al.*, 1982; Duda *et al.*, 1998).

MECHANISCHE RAHMENBEDINGUNGEN NACH ILIZAROV FIXATION IN VITRO

Sowohl klinische als auch experimentelle Studien zeigen, dass die mechanischen Bedingungen an der Fraktur den Heilungsprozess beeinflussen: Kleine axiale Bewegungen stimulieren die Knochenregeneration, während Scherbewegungen die Heilung hemmen und zu Pseudarthrosen führen können (Goodship and Kenwright, 1985; Kenwright and Goodship, 1989). Die hohe Asymmetrie der Ilizarov Konstruktion verleiht ihr ausgeprägte richtungsabhängige Eigenschaften (Briggs and Chao, 1982). Bei Montage und während der Behandlung wird die Steifigkeit den jeweiligen Erfordernissen angepasst. Werden die Knochenfragmente nicht ausreichend stabilisiert, kann es zu Fehlstellungen kommen (Raschke *et al.*, 1995; Raschke *et al.*, 1996). Andererseits kann eine zu hohe axiale Steifigkeit zu einer Verzögerung der Heilung führen (Goodship and Kenwright, 1985). Um initial oder während der Behandlung gezielte Änderungen der Fixationssteifigkeit vornehmen zu können, ist das Wissen um die Bedeutung der einzelnen Gestaltparameter auf die Komponenten der Steifigkeit eine wesentliche Voraussetzung. In zahlreichen experimentellen und Finite Elemente Studien wurde die Steifigkeit von Ilizarov

Ringfixateuren untersucht (Fleming *et al.*, 1989; Gasser *et al.*, 1990; Paley *et al.*, 1990; Calhoun *et al.*, 1992; Kummer, 1992; Orbay *et al.*, 1992; Schneider *et al.*, 1992; Delprete and Gola, 1993; Delprete and Gola, 1993; Lundy *et al.*, 1998). Häufig wurden jedoch klinisch atypische Fixateurkonfigurationen, beispielsweise mit Kirschner Drähten in 90°-Stellung, getestet. Daraus ergeben sich teilweise Steifigkeiten, die bei Patienten aufgrund der anatomischen Gegebenheiten nicht bzw. schwerlich erreicht werden können. Viele Untersuchungen beschränken sich auf Axial- und Torsionssteifigkeit. Einige berücksichtigen ebenfalls Biege- und Schersteifigkeit in ausgewählten Richtungen. Eine vollständige Untersuchung der Fixateursteifigkeit unter Berücksichtigung der gegenseitigen Beeinflussung der einzelnen Steifigkeitskomponenten sowie des passiven Weichteilmantels wurde bisher nicht durchgeführt.

MECHANISCHE RAHMENBEDINGUNGEN NACH ILIZAROV FIXATION IN VIVO

Trotz umfangreichen experimentellen Wissens über mechanische Einflüsse auf die Frakturheilung sind die Bedingungen, unter denen komplexe Frakturen klinisch ausheilen, weitestgehend unbekannt. Ohne die mechanischen Bedingungen im Detail zu kennen, werden bei verzögerter Heilung oder Ausbildung von Pseudarthrosen die mechanischen Rahmenbedingungen variiert, um letztlich eine knöcherne Konsolidierung zu erreichen (Claes *et al.*, 1995; Gardner *et al.*, 1996). Wissen über die tatsächlich bei Patienten auftretenden Bewegungen im Frakturspalt – auch bei komplexen Fraktursituationen – ist wesentlich, um die Eignung der Fixationssteifigkeit (Duda *et al.*, 2000) und der mechanischen Bedingungen in der Frakturregion angemessen beurteilen zu können (Kenwright and Gardner, 1998).

In Messungen der 3D Frakturspaltbewegung bei Patienten nach einfachen Querfrakturen der Tibia und Versorgung durch einen monolateralen Fixateur zeigte sich ein direkter Zusammenhang zwischen dem Ausmass der Bewegung und dem radiologischen Heilungsfortschritt (Kenwright and Gardner, 1998). Trotz Kontakt zwischen den Fragmenten traten Bewegungen von mehr als 1 mm auf. Sowohl Ausmass der Bewegung als auch Frakturform (abgestützte Querfraktur) ist mit tierexperimentellen Modellen der Frakturheilung vergleichbar (Goodship *et al.*, 1988; Claes *et al.*, 1995).

In der Klinik zeichnen sich kritische Situationen durch eher instabile Trümmerfrakturen, häufig in Verbindung mit ausgedehnten Verletzungen der Weichteile, aus. Es bleibt fraglich, ob die bisherigen Patientenmessungen beziehungsweise die bisherigen tierexperimentellen Modelle Antworten auf die in der Klinik drängenden Fragen in der Behandlung komplexer, ausgedehnter Frakturen geben können. Die mechanischen

Bedingungen scheinen in den vorausgegangenen klinischen und tierexperimentellen Untersuchungen eher eine schnelle und problemlose Heilung begünstigt zu haben. Art und Ausmass interfragmentärer Bewegungen bei klinisch kritischen Situationen sind nahezu unbekannt. Wissen um die interfragmentären Bewegungen bei komplexen Frakturen erscheint jedoch hilfreich, um die Eignung der durch die Osteosynthese definierten mechanischen Bedingungen frühzeitig beurteilen zu können.

HYPOTHESE

Bedingt durch die lokal unterschiedlichen Belastungen von Femur und Tibia ergeben sich auch jeweils unterschiedliche mechanische Rahmenbedingungen für den biologischen Prozess der Frakturheilung bei sonst gleicher Frakturversorgung. Für einige Osteosyntheseformen werden lokal erhöhte Komplikationsraten berichtet, die sich auf weniger optimale mechanische Bedingungen für den biologischen Heilungsprozess zurückführen liessen. Gestützt auf die Analyse der muskuloskelettalen Belastungen und Beanspruchungen von Knochen, Implantat und Defektzone lassen sich Grenzindikationen für den Einsatz einzelner Osteosynthesen ableiten.

ZIEL

Ziel dieser Arbeit war ein tieferes Verständnis der Lastverteilung zwischen Implantat und Knochen in einer frakturierten Tibia unter angenähert physiologischen Belastungen: Aufgrund existierender klinischer Erfahrungen sollten die mechanischen Limitationen existierender und neu entwickelter Osteosynthesen abgeschätzt werden. Darüber hinaus war das Ziel, *in vitro* die mechanischen Bedingungen in der Frakturzone nach Versorgung mit Ilizarov Ringkonstruktion zu ermitteln. Basierend auf diesen Erkenntnissen sollten Richtlinien für eine optimierte Gestaltung von Ilizarov Konstruktionen formuliert und umgesetzt werden: Abschliessend sollten durch *in vivo* Messungen die initialen interfragmentären Bewegungen bei komplexen Tibiafrakturen erfasst und mit dem Heilungsverlauf verglichen werden.

Das Wissen um die mechanischen Rahmenbedingungen der Frakturheilung soll helfen, die Möglichkeiten und Grenzen einer Osteosynthese frühzeitig abschätzen zu können und somit ein möglichst problemloses Ausheilen komplexer Frakturen zu ermöglichen.

Material und Methoden

MECHANISCHE RAHMENBEDINGUNGEN NACH UNAUFGEBOHRTER MARKNAGELUNG

Knöcherne Anatomie

Basis für die Analyse der mechanischen Bedingungen war die Anatomie der Tibia des “Visible Human” (Nationalbibliothek der Medizin, Washington). Die inneren und äusseren Konturen der Kortikalis wurden aus den CT Bildern dieses Datensatzes bestimmt. Die angewandte Software war der “Medical Image Editor” (s.o.). Die CT Schnitte standen für die proximale und distale Epi- und Metaphyse mit einem Zwischenraum von 1 bis 2 mm und für die Diaphyse mit einem Zwischenraum von 3 mm zur Verfügung. Die Gesamtlänge der Tibia betrug 407 mm (Abb. 9).

Frakturklassifikation

Die Behandlung horizontaler Defekte mit unaufgebohrter Marknagelung wurde an fünf unabhängigen Finite Elemente Modellen simuliert. Die Defektlokalisationen wurden gleichmässig entlang der Tibiaschaftachse verteilt (Abb. 9). Die proximale als auch die distale Defektlage wurde derart ausgewählt, dass sie einer Grenzindikation in der Versorgung mit intra-medullärem Nageln entsprach. Eine minimale Distanz von 10 mm verblieb zwischen Verriegelungsbolzen und korrespondierendem Defektrand. Eine 11 mm Defektbreite verhinderte jeglichen knöchernen Kontakt der Fragmentenden und stellte eine kritische mechanische Situation dar. Die Defekte wurden gemäss der AO Klassifizierung als Typ C eingestuft. Zusätzlich zum Defekt der Tibia wurde eine Fraktur beziehungsweise Osteotomie der Fibula angenommen.

Osteosynthese durch unaufgebohrte Marknagelung

Jedes Modell wurde durch einen unaufgebohrten Marknagel stabilisiert (UTN, 9mm, Synthes Bochum). Die geometrischen Eigenschaften des Nagels wurden technischen Zeichnungen entnommen. Entsprechend den Herstellerangaben ist ein Nagel von 380 mm Länge für alle 5 Defektsituationen angemessen (Abb. 9). Die Form des medullären Kanals bestimmte die endgültige Position des Nagels innerhalb der Tibia. Drei distale und zwei proximale Verriegelungsbolzen wurden zur Stabilisierung der Knochenfragmente benutzt (Ø 3.2-3.9 mm). Eine Titan Legierung wurde als Material für Nägel und Schrauben gewählt (Ti-6AL-7Nb).

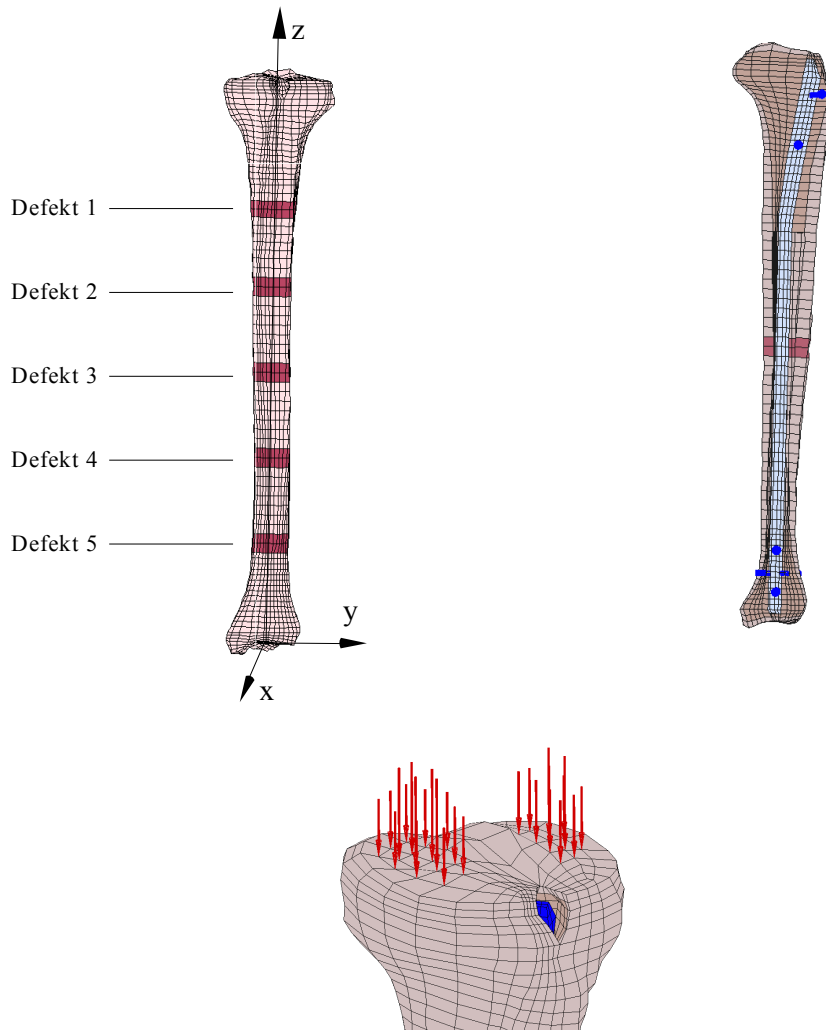


Abb. 9: Intakte Tibia mit 5 Defektlokalisationen (linke Seite) und Schnitt durch die versorgte Tibia (rechte Seite). Verteilung der Kontaktkraft auf dem Tibiaplateau: Lateral 40% und medial 60% (unten)

Erstellung des Finite Elemente Modells

Die Netzerzeugung stützte sich auf dreidimensionalen Oberflächen, die die äussere und innere Geometrie der intakten Tibia und die Geometrie des Implantats darstellten. Ein dreidimensionales Finite Elemente Modell wurde unter Verwendung der TrueGrid Software zur Netzerzeugung entwickelt (XYZ Scientific Applications, Inc.). Achtknötige Quader-Elemente wurden verwandt, um Kortex, trabekulären Knochen und Nagel zu modellieren (Abb. 9). Das intakte Knochenmodell bestand aus 5947 Quader-Elementen. Das Modell der mit Nagel versorgten Tibia bestand aus 5771 Quader-Elementen für den Knochen, 296 für den Nagel und 54 elastischen Linien-Elementen zum Simulieren der Verriegelungsbolzen. Um die Konvergenz der Ergebnisse des Finite Elemente Modells zu testen, wurden für das intakte Modell Oberflächendehnungen mit sowohl linearen als auch

quadratischen Elementen berechnet. In einem zweiten Schritt wurde die Kortex anstelle eines einfachen Elementmusters durch eine doppelte Elementreihe modelliert. Entlang des Tibiaschaftes wurde der Kontakt zwischen Knochen und Nagel durch Kontaktelemente modelliert. In der proximalen und distalen Epiphyse als auch innerhalb des medullären Kanals wurde zwischen 320 Knochenelementen einerseits und 164 angrenzenden Nagelementen andererseits ein Kontakt definiert (Abb. 9). Der Kontakt der Oberflächen von Nagel und innerer Kortex wurde mit einer Toleranz von ± 1 mm definiert (1.1% des Nageldurchmessers). Die Reibung zwischen Nagel und innerer Kortex wurde vernachlässigt.

Materialeigenschaften

Die Titanlegierung (Nägel und Bolzen) wurde als linear elastisch, isotrop und homogen mit einem Elastizitätsmodul von 110.000 MPa und einer Querkontraktion von 0,30 modelliert. Für die Tibia wurden unterschiedliche Materialeigenschaften für Kortex, trabekulären Knochen und Defekt definiert. Die Materialeigenschaften wurden als linear elastisch, isotrop und homogen modelliert. In dieser ersten Näherung wurde keine örtliche Variation der Knochendichte beziehungsweise der Materialeigenschaften berücksichtigt. Literaturhinweise lassen nur geringfügige Einflüsse lokaler Variationen der Materialeigenschaften des trabekulären Knochens erwarten (Mehta and Rajani, 1978). Dagegen kann die direkte Kopplung von weichem trabekulären Knochen und hartem Implantat in der Epiphyse den Übergang der Belastung von Implantat auf den Knochen deutlich beeinflussen. Um dies zu vermeiden, wurde in dieser Region der Elastizitätsmodul des trabekulären Knochens von 300 auf 700 MPa schrittweise erhöht (Hayes *et al.*, 1978). Die Materialeigenschaften des trabekulären Knochens der distalen Epiphyse wurde als homogen modelliert ($E = 700$ MPa, $\nu = 0,20$) (Hayes *et al.*, 1978). Für die Defektregion wurden Materialeigenschaften von neu gebildeten Knochen mit einem geringen Elastizitätsmodul von 5 MPa und nahezu inkompressiblen Eigenschaften ($\nu = 0,45$) gewählt (Claes and Heigele, 1999). Die Steifigkeit der Kortex wurde mit $E = 17.000$ MPa und $\nu = 0,30$ definiert (Evans, 1973; Little *et al.*, 1986).

Rahmenbedingungen

Die Ansätze der Muskeln und Ligamente, Kraftbeträge und Richtungen wurden aus der Literatur entnommen (Brand *et al.*, 1982; Brand *et al.*, 1986; Brand *et al.*, 1994) und durch Skalieren an das Modell der Tibia angepasst (Sommer *et al.*, 1982). Nur solche Muskeln und Ligamente, die eine direkte Kraftwirkung auf die Tibia haben, sind in die Analyse eingeschlossen worden. Muskelzüge und Ligamente wurden als gerade Verbindungslinien zwischen Ursprung und Ansatz modelliert. Wo nötig, wurde ein Wickeln um knöcherne

Konturen berücksichtigt.

Alle Daten wurden in ein rechthändiges, kartesisches Koordinatensystem mit Ursprung im oberen Sprunggelenk übertragen (Zentroid der tibio-calcanealen Gelenkfläche). Die Z Achse verlief parallel zur Tibiaschaftachse. Die X Achse verlief senkrecht zu einer Verbindungslinie durch den medialen und lateralen Malleolus und war frontal orientiert. Die Y Achse war nach lateral orientiert (Abb. 9)

Ähnlich der Analyse im vorherigen Kapitel wurden die Gelenkkräfte an Knie und Sprunggelenk aus den das jeweilige Gelenk überspannenden Muskel- und Ligamentkräften bestimmt (Gleichung 1): Für jedes Gelenk war die Kontaktkraft (F_c) die Summe der Vektoren der sich ergebenden Gelenkkraft (F_{res}) und die Kräfte der Muskeln und Ligamente (F_{mi}) (Winter, 1990).

Durch Anpassen der Muskel- und Ligamentdaten an das Modell der Tibia wurde das ursprüngliche Gleichgewicht der Kräfte und Momente gestört. Durch Kippen der Kontaktkräfte am Kniegelenk um 3° in medio-lateraler und 4° in ventro-dorsaler Ebene wurde das Kräfte- und Momentengleichgewicht wieder hergestellt. Um Starrkörperbewegungen auszuschliessen, wurden am distalen Ende des Modells drei Knoten fixiert.

Die Kontaktkraft am Kniegelenk wurde zu 40% auf das laterale Plateau und zu 60% auf das mediale Plateau verteilt (Morrison, 1970). Die Belastungen je Plateau wurden derart gewählt, dass eine parabolische Verteilung der Last simuliert wurde (Hayes *et al.*, 1978) (Abb. 9). Die belasteten Knotenpunkte deckten eine Fläche von etwa 468 mm² medial und 297 mm² lateral ab (Kettelkamp and Jacobs, 1972). Die tibio-calcaneale Gelenkfläche wurde gleichmässig belastet.

Moment im Gangzyklus

Für einen Moment aus dem Gangzyklus mit maximaler Muskelaktivität und hohen Gelenkkontaktkräften wurde die Finite Elemente Analyse durchgeführt (45% des gesamten Gangzyklus). Dieser Moment im Gangzyklus entspricht dem zweiten Maximum der Bodenreaktionskraft, einem Moment maximaler Dehnung der Vorderkante der Tibia (Lanyon *et al.*, 1975).

Definition des angenähert physiologischen und des vereinfachten Lastfalls

Spannungs- und Dehnungsverteilungen wurden für den angenähert physiologischen Lastfall berechnet (Brand *et al.*, 1982; Duda *et al.*, 1996). Zusätzlich wurde ein vereinfachter Lastfall bestehend aus den Kontaktkräften an Knie- und oberem Sprunggelenk definiert (Harrington, 1976; Hayes *et al.*, 1978; Finlay *et al.*, 1982;

Schandelmaier *et al.*, 1996; Thomas *et al.*, 1997). Die Koordinaten der Muskel- und Ligamentansätze als auch die Kraftbeträge und Richtungen sind im Anhang gegeben (Anhang 5-6).

Berechnung

Die Beanspruchung des Implantats wurde als von Mises Spannung entlang der vorderen und hinteren Kante des Implantats, die tibialen Beanspruchungen durch die Hauptdehnungen (Grösse und Orientierung) dargestellt. Die Verteilung der Hauptdehnungen der intakten Tibia wurde mit den Dehnungen der frakturierten Tibia für die fünf verschiedenen Defektsituationen verglichen. Die Dehnungen wurden entlang eines Pfades auf der postero-medialen Seite der Tibia ermittelt. Die Beanspruchung im Defekt wurde durch interfragmentäre Dehnungen dargestellt.

MECHANISCHE RAHMENBEDINGUNGEN NACH STABILISIERUNG MIT INTERNEM FIXATEUR

In vitro Testung der Steifigkeit

Fünf frische, ungepaarte humane Tibiae wurden von den Weichteilen befreit und unmittelbar nach Explantation bei -20° bis zur mechanischen Testung gelagert. Im proximalen Fünftel des Knochens wurde ein kritischer Defekt kreiert und durch eine neue, winkelstabile Osteosynthese stabilisiert (Haas *et al.*, 1997); LISS, Less Invasive Stabilization System, Synthes Bochum, Deutschland). Für die experimentellen Untersuchungen lag der Defekt zwischen dem ersten und zweiten Fünftel der Tibia, etwa 2 cm distal von der Gelenkoberfläche. Es kam bei der Implantation ausschliesslich das vom Hersteller gelieferte Instrumentarium zur Anwendung. Ein interner Fixateur (5-Loch) wurde ausgewählt, um die Defektsituation zu stabilisieren (Abb. 10). Der interne Fixateur wurde, gemäss der Anleitung des Herstellers, an der antero-lateralen Seite der Tibia angebracht. Mindestens 3 Bolzen werden je Knochenfragment empfohlen; die entsprechenden 6 Löcher wurden gemäss technischer und klinischer Empfehlung ausgewählt (Abb. 10). Monokortikale, winkelstabile und selbstschneidende Bolzen (5 mm) wurden in den distalen Löchern zur Stabilisierung des distalen Fragments eingesetzt. Das proximale Fragment wurde über lange, winkelstabile Bolzen (5 mm) fixiert. Zwischen den defektnahen Bolzen wurden zwei Löcher unbesetzt belassen. Nach Röntgenkontrolle der Lage des Implantats und der winkelstabilen Bolzen in A-P und seitlichen Aufnahmen wurde das proximale Ende des Knochens eingebettet und in der oberen Halterung einer Materialprüfmaschine montiert (Zwick 1455, Zwick GmbH, Deutschland). Das distale Ende des Knochens wurde derart ausgerichtet, dass die Achse der Materialprüfmaschine mit der Knochenlängsachse zusammenfiel.

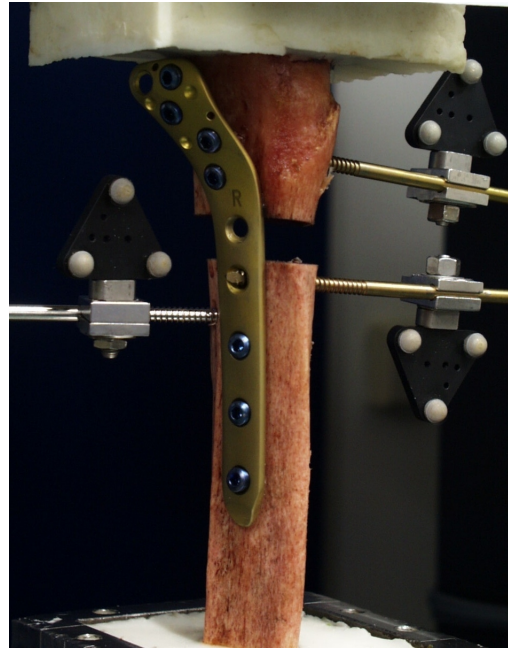


Abb. 10: *In vitro* Kompressionstest: Fünf humane Präparate wurden mit 500 N belastet. Die interfragmentäre Bewegung wurde optisch durch dreieckige Marker erfasst.

Zwei Schanz' Schrauben wurden in einer Distanz von 1 cm proximal und distal des Defekts im Knochen angebracht. Reflektierende Marker wurden an den Schanz' Schrauben befestigt, um die Starrkörperbewegungen des proximalen und distalen Fragments unter Last optisch aufzeichnen zu können (Abb. 10; PCReflex, Qualisys, Schweden). Der dreidimensionale Abstand des proximalen als auch des distalen Markers vom Mittelpunkt des Defekts wurde vor Durchführung des Tests mit Hilfe eines Messschiebers gemessen. Das optische Messsystem bestand aus zwei Infrarotkameras, Videokarten und einem PC zur Datenerfassung. Die Messung der Starrkörperbewegungen erfolgte bei einer Abtastfrequenz von 60 Hz.

Vor dem *in vitro* Test wurde das optische System anhand eines speziellen Kalibrierrahmens auf eine Genauigkeit von 0.05 mm und 0.1° kalibriert. Anschliessend wurden die translatorische und die rotatorische Genauigkeit mit Hilfe der ebenfalls kalibrierten Weg- und Winkelaufnehmer der Materialprüfmaschine überprüft (Zwick 1455, Genauigkeit 0.001 mm/0.01°).

Kraftgesteuert wurde eine Kompression von bis zu 500 N auf die versorgte Tibia aufgebracht und simultan die Bewegung im Frakturspalt gemessen. Für jedes Präparat wurde der Kompressionstest fünfmal wiederholt, jedoch nur die letzten drei Belastungszyklen kamen zur Auswertung. Mit Hilfe der Abstände der Marker vom Defektzentrum wurden die aufgezeichneten Bewegungen der Marker in interfragmentäre Bewegungen umgerechnet (Duda *et al.*, 2000).

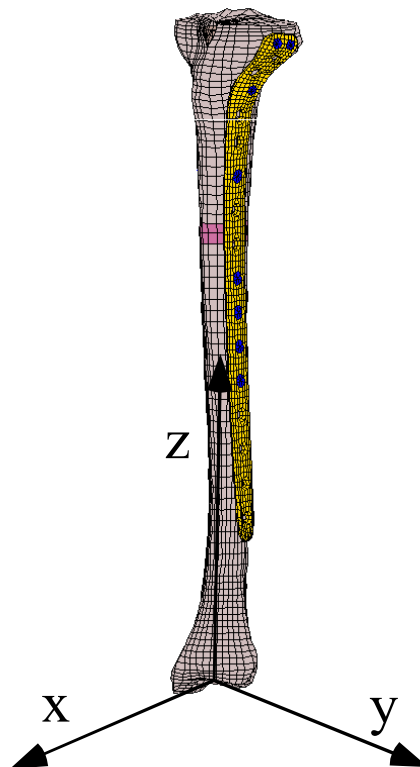


Abb. 11: Finite Elemente Modell eines proximalen Defekts der Tibia stabilisiert mit einem neuen, winkelstabilen internen Fixateur.

Finite Elemente Modell des internen Fixateurs

Ähnlich dem Vorgehen bei unaufgebohrter Marknagelung wurden die endostalen und periostalen Konturen einer humanen Tibia aus CT Bildern des Visible Human Datensatzes rekonstruiert (Abb. 11). In fünf unabhängigen Finite Elemente Modellen wurden waagerechte Defekte mit Hilfe einer winkelstabilen, internen Fixation versorgt (Defekte 1 bis 5). Die fünf Defekte verteilten sich gleichmässig über die proximale Tibia (Abb. 11). Ein minimaler Abstand von 10 mm verblieb zwischen den Verriegelungsbolzen und den jeweiligen Defekten. In allen Fällen wurde durch einen 11 mm breiten Defekt eine mechanisch kritische Situation ohne knöchernen Kontakt geschaffen. Aufgrund der fehlenden knöchernen Abstützung wurden die Defekte als Typ 41 A3 bzw. in der Schaftregion als Typ C3 (entsprechend AO Klassifikation) eingestuft. Da bei Frakturen der proximalen Tibia oft auch eine Fraktur der Fibula vorliegt, wurde auf die Modellierung der Fibula verzichtet.

Das winkelstabile Implantat wurde entsprechend technischer Zeichnungen modelliert. In der Finite Elemente Analyse wurde ein interner Fixateur modelliert (13-Loch; Abb. 11). Für die Defekte 1 bis 3 wurden die distalen Löcher des Implantats nicht besetzt, so dass der interne Fixateur als ein 9-Loch System fungierte. Für die Defekte 4 und 5 kam die gesamte

Länge des 13-Loch internen Fixateurs zum Einsatz. Der interne Fixateur wurde an der antero-lateralen Tibia angebracht. Die Lage der empfohlenen 4 Bolzen je Knochenfragment wurde entsprechend klinischer und technischer Vorgaben ausgewählt.

In allen fünf Fällen blieben die zwei Löcher am Defekt unbesetzt. Die Region maximaler Beanspruchung des Implantats blieb daher in allen 5 Defektsituationen unverändert. Um jedoch auch den Einfluss der Arbeitslänge des Implantats (Distanz zwischen defektnahen Bolzen) zu untersuchen, wurde in einer weiteren Finite Elemente Analyse anstelle von zwei vier Bolzenlöcher über dem Defekt frei belassen. Damit wurde die Arbeitslänge des Implantats verdoppelt.

Das Finite Elemente Netz bestand aus 128 achteckigen, isoparametrischen Quader-Elementen und 387 Linienelementen zur Simulation der winkelstabilen Bolzen (Abb. 11). Implantatmaterial, Knochenqualität und Verteilung der Knocheneigenschaften wurde identisch zu dem Modell mit Marknagelung durchgeführt.

Belastung des Finite Elemente Modells

In einem ersten Schritt wurde in der Finite Elemente Analyse der *in vitro* Steifigkeitstest unter Kompression simuliert. Bei einer Kompression von 500 N wurden die interfragmentären Bewegungen im Defekt ermittelt.

In einem zweiten Schritt wurde eine angenähert physiologische Belastung auf die intakte Tibia aufgebracht. Muskel- und Ligamentkräfte als auch deren Lage und Orientierung war identisch zu derjenigen im Modell mit Marknagel. Die Beanspruchungen wurden für einen Moment maximaler Muskelaktivität und grosser Bodenreaktionskraft während des Gehens bestimmt: Während des zweiten Maximums der Bodenreaktionskraft wurden die Beanspruchungen in der intakten und versorgten Tibia bestimmt.

Die Beanspruchung wurde durch die Hauptdehnungen an der Knochenoberfläche (Grösse und Orientierung) entlang einer Linie an der postero-medialen Tibia dokumentiert. Die Beanspruchung des Defekts wurde durch die interfragmentären Dehnungen beschrieben. Die Beanspruchung des Implantats wurde durch die von Mises Spannung entlang der anterioren und posterioren Kante des Implantats beschrieben.

Alle Daten wurden auf ein rechthändiges kartesisches Koordinatensystem mit Ursprung im Zentroid der tibio-calcanealen Gelenkfläche übertragen. Die Z Achse verlief parallel zur Tibiaschaftachse. Die X Achse verlief senkrecht zu einer Verbindungslinie durch den medialen Malleolus und dem distalen Ende der Fibula und war frontal orientiert. Die Y Achse war nach lateral orientiert (Abb. 11).

Alle Berechnungen wurden mit Hilfe der Software Marc/Mentat (Marc K72/Mentat 3.2;

Marc Analysis Research Corp., Palo Alto, CA, USA) auf einer Unix Workstation als linear elastische Analyse durchgeführt (MIPS R 10000; Silicon Graphics Inc., Mountain View, CA, USA).

MECHANISCHE RAHMENBEDINGUNGEN NACH ILIZAROV FIXATION IN VITRO

Grundkonfiguration des Fixateurs

Die untersuchte Grundkonfiguration des Fixateurs basierte auf dem Fixateuraufbau eines in unserer Klinik behandelten Patienten, bei dem ein Segmenttransport nach diaphysärem Defekt am Unterschenkel durchgeführt wurde. In der Parameterstudie wurde eine Konfiguration berücksichtigt, die die Initialstabilität in einer direkt postoperativen Situation ohne knöcherner Konsolidierung darstellt.

Die Grundkonfiguration bestand aus fünf Ringen mit einem Innendurchmesser von 180 mm. Von proximal nach distal betrugen die Ringabstände 50, 70, 145 und 50 mm (Abb. 12). Der zweite und der vierte Ring waren ventral durch je eine Schanz Schraube (\varnothing 5 mm) mit einem Knochenmodell verbunden. Das Knochenmodell war ein Hartfaserrohr mit einem Innendurchmesser von 20 und einem Aussendurchmesser von 30 mm. Zusätzlich zu den Schanz Schrauben wurden auf dem proximalen und dem distalen Ring jeweils zwei sich in medio-lateraler Richtung kreuzende (15°) Kirschner Drähte aus CoCrMb Stahl (\varnothing 1,8 mm) eingesetzt. Die Winkeln zwischen den Drähten und der M-L- bzw. A-P-Ebene (Drahtlage) betrugen 15° bzw. 165° . Die Drähte wurden mit einer Kraft von 1000 N vorgespannt.

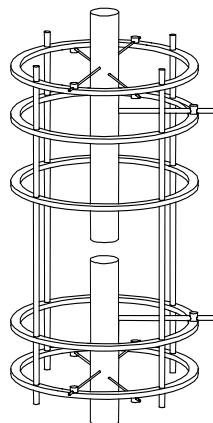


Abb. 12: Grundkonfiguration des untersuchten Ringfixateurs mit zwei proximalen und zwei distalen Ringen als auch einem Transportring. Schanzschrauben und Kirschnerdrähte stabilisieren die Fragmente.



Abb. 13: Messung der Drahtspannung mit einem Spezi­alsensor (“S”, DMS-Messbrücke) über einen Messverstärker und einen Personalcomputer. Die Spannung des Drahts wird über den Drahtspanner (“D”) eingestellt.

Um die Spannungsänderung im proximalen Draht nach sukzessivem Vorspannen aller Drähte zu untersuchen, wurde die Vorspannkraft mit einem Spezi­alsensor (DMS-Voll-Messbrücke) über einen Messverstärker und einen Personalcomputer erfasst (Abb. 13). Die Kraftanzeige nach Vorspannung des distalen Drahtes wurde mit der nach Vorspannung des proximalen Drahtes verglichen. Die Drähte wurden dann mehrfach vorgespannt, bis an allen Ringen die gleiche Drahtspannung herrschte. Dem zentrisch angeordneten Knochenmodell wurde zwischen dem dritten und dem vierten Ring eine 60 mm Defektzone zugeführt (Abb. 12).

Parameterstudie

Von der Grundkonfiguration wurden verschiedene Fixateurkonfigurationen abgeleitet. Dabei wurden unter Berücksichtigung klinischer Anforderungen folgende Parameter variiert: Ringdurchmesser, Durchmesser und Anzahl der Schanz Schrauben bzw. der Kirschner Drähte, Drahtwerkstoff. Weiterhin wurde der Einfluss der Spindeln zum Segmenttransport sowie einer Verspannung der äusseren Ringebenen gegeneinander untersucht.

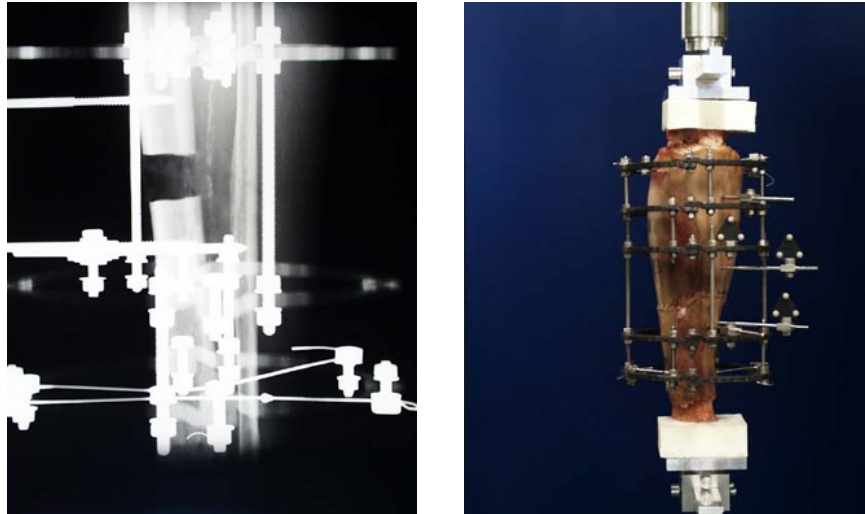


Abb. 14: Unterschenkelamputat mit Defekt der Tibia aber intakter Fibula nach Versorgung mit Ringfixateur. Links: Röntgenbild; rechts: Präparat in der Materialprüfmaschine.

Um den Beitrag der passiven Weichteile sowie der intakten Fibula an der Gesamtsteifigkeit beurteilen zu können, wurde die räumliche Steifigkeit an drei humanen Unterschenkelamputaten untersucht. Die Amputate wurden proximal auf Höhe des Tibiaplateaus und distal im oberen Sprunggelenk reseziert (Abb. 14). Das proximale und das distale Ende wurden in einem selbsthärtenden Kunststoffsockel (Beracryl) eingebettet. Auf den Stirnseiten der Kunststoffsockel wurden Metallplatten befestigt, um eine Einspannung in die Materialprüfmaschine zu ermöglichen. Das Präparat wurde dann mit einem Ringfixateur, ähnlich demjenigen der Grundkonfiguration, versorgt. Dabei wurde die Fibula von den Kirschner Drähten nicht gefasst. Aufgrund von Variationen in der Anatomie ergaben sich leichte Unterschiede in der Gestalt der Fixateure. Insgesamt wurden pro Präparat drei Varianten getestet (Tab. 2). Über einen antero-lateralen Zugang (3 cm Inzision) wurde im mittleren Schaftbereich die Knochenoberfläche der Tibia freipräpariert. Anschliessend wurde mittels einer oszillierenden Säge ein 2 cm Defekt der Tibia gesetzt. Der Zugang wurde wieder schichtweise vernäht und das Präparat röntgenologisch kontrolliert (Abb. 14). Eine Schanz Schraube zur Aufnahme der optischen Bewegungsaufnehmer (Markerdreieck) wurde je in das proximale bzw. distale Knochenfragment eingebracht. Für die zweite Variante wurde über einen identischen Zugang ein 2 cm langer knöchernen Defekt der Fibula gesetzt und wieder schichtweise vernäht. In der dritten Variante wurde um den Defektbereich der Weichteilmantel vollständig entfernt.

Tab. 2: Varianten zur Beurteilung des Einflusses der intakten Fibula und der passiven Weichteile auf die Fixationssteifigkeit.

Variante	Tibia	Fibula	Weichteile
1	Defekt (2cm)	intakt	mit
2	Defekt (2cm)	Defekt (2cm)	mit
3	Defekt (2cm)	Defekt (2cm)	ohne

Mechanische Testung

Die Fixateurvarianten wurden über eine im Forschungslabor entwickelte Vorrichtung in eine Materialprüfmaschine (Zwick 1455, Deutschland) eingespannt. Zur Ermittlung der Fixationssteifigkeit wurde jede Fixateurkonfiguration unter sechs voneinander unabhängigen Lastfällen (Duda *et al.*, 1998) getestet: Axiale Kompression, Torsion, Biegung bzw. Scherung in antero-posteriorer (A-P) und medio-lateraler (M-L) Richtung (Abb. 15). Um die Reproduzierbarkeit der Versuche zu dokumentieren, wurden pro Lastfall fünf Wiederholungsmessungen durchgeführt.

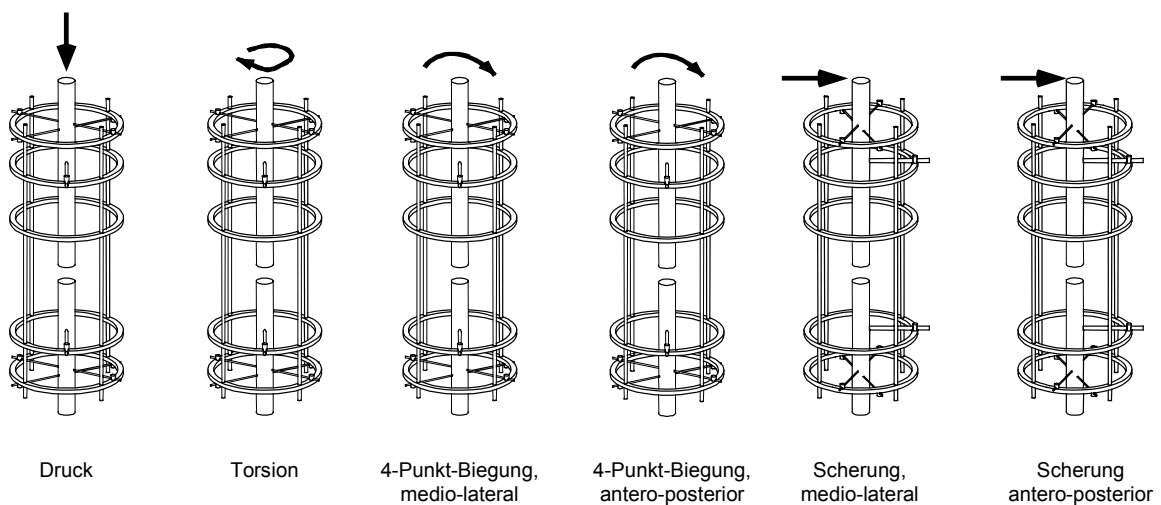


Abb. 15: Sechs linear unabhängige Lastfälle zur Ermittlung der Steifigkeit eines Fixateurs.

Als Messaufnehmer dienten eine 20kN-Kraft- und eine 100Nm-Torsionsmessdose mit jeweils einer Genauigkeit von 0.1% (Zwick, Deutschland). Die Höhe der jeweiligen Belastungen (Lastniveau) wurde so gewählt, dass es zu keinen plastischen Verformungen im Fixateur kam. Die so gewählten Lasten entsprechen den muskuloskelettalen Belastungen und Beanspruchungen *in vivo* (Duda *et al.*, 1998) und der klinisch empfohlenen Belastungsgrenze bei Ilizarov Patienten in der Phase des Segmenttransports

oder der Verlängerung (Fleming *et al.*, 1989) (Tab. 3).

Tab. 3: Lastfälle zur Testung der Fixationssteifigkeit.

	1. Lastfall	2. Lastfall	3. Lastfall	4. Lastfall	5. Lastfall	6. Lastfall
Belastung	Druck	Torsion	AP-Biegung	ML-Scherung	AP-Scherung	ML-Biegung
Lastniveau	500 N	10 Nm	2,5 Nm	40 N	40 N	2,5 Nm

In der Defektzone des Knochenmodells bzw. auf den vorgesehenen Schanz Schrauben der Präparate wurden proximal und distal jeweils drei im Infrarotlicht reflektierende Marker angebracht (Abb. 14). Die 3D Abstände der Marker in Bezug zum Frakturspalt wurden direkt vom Präparat bzw. aus den Röntgenbildern entnommen. Zwei unter einem Winkel von 70° und in einem Abstand von 1,5 m vom Prüfaufbau aufgestellte Kameras dienten der optischen Erfassung der Markerbewegungen. Nach Kalibrierung des Messsystems (Messungenauigkeit < 0,1 mm) wurden die Messungen durchgeführt. Aus den Kamerapositionen und den gemessenen Markerabständen wurden die 3D-Frakturspaltbewegungen berechnet.

Ermittlung der Steifigkeit

Zur Bestimmung der Fixationssteifigkeit wurden die eingeleiteten Belastungen (drei Kräfte und drei Momente) auf die berechneten 3D-Frakturspaltbewegungen bezogen (Duda *et al.*, 1998). Daraus ergaben sich die Axial-, Torsions-, Biegesteifigkeit bei Flexion-Extension bzw. bei Adduktion-Abduktion und medio-laterale bzw. antero-posteriore Schersteifigkeit.

MECHANISCHE RAHMENBEDINGUNGEN NACH ILIZAROV FIXATION IN VIVO

Patienten und klinische Bewertung

11 Patienten mit komplexen Fraktur des Tibiaschaftes wurden in diese Untersuchung einbezogen. Detaillierte Informationen zu den einzelnen Fraktursituationen sind in Tab. 4 gegeben. Das Durchschnittsalter der Patienten war 41 Jahre. Der jüngste Patient war 19, der älteste 62 Jahre alt. Die Indikation für den chirurgischen Eingriff war entweder die Erstversorgung einer offenen Fraktur mit schwerem Weichteilschaden (3 Fälle), eine Revisionsoperation (1 Fall), eine Verlängerung der Extremität (5 Fälle) oder eine Korrekturosteotomie (2 Fälle).

In allen Fällen wurden die komplexen Frakturen mit Hilfe einer Ilizarov-Hybrid

Konstruktion stabilisiert (Raschke *et al.*, 1995; Raschke *et al.*, 1996). Zwei Patienten wurden mit einem Ilizarov-Hexapod Rahmen behandelt. In allen Patienten bestand postoperativ kein direkter Kontakt zwischen den Knochenfragmenten. Entsprechend den Unterschieden in der klinischen Indikation und der knöchernen Situationen (Tab. 4) variierten auch die Montagen der Ilizarov Konstruktionen zwischen den 11 Patienten beträchtlich. Dennoch hatten alle Patienten zusätzlich zur Ilizarov Grundkonfiguration (siehe in vitro Testung der Steifigkeit) mindestens je zwei Schanz Schrauben im proximalen als auch im distalen Fragment. Wenn nötig, wurden Transportsegmente durch zusätzliche Schanz Schrauben oder Kirschner Drähte stabilisiert.

Tab. 4: Die 11 Patienten, die an der Studie teilnahmen. Neben der Lage und Versorgung der Frakturen sind grob die Indikationen für die Versorgung aufgeführt.

#	Alter	m/w	Seite	Indikation	Lage	Versorgung
1	37	m	r	Distraktion	distal	Ilizarov-hybrid
2	36	m	l	Init. Behandlung	proximal	Ilizarov-hybrid
3	38	m	l	Init. Behandlung	proximal	Ilizarov-hybrid
4	62	m	r	Revision	distal	Ilizarov-hybrid
5	39	m	r	Umstellung	distal	Ilizarov-hexapod
6	19	w	l	Umstellung	proximal	Ilizarov-hexapod
7	30	m	r	Distraktion	diaphyseal	Ilizarov-hybrid
8	61	m	l	Distraktion	distal	Ilizarov-hybrid
9	40	m	l	Distraktion	diaphyseal	Ilizarov-hybrid
10	45	m	l	Distraktion	proximal	Ilizarov-hybrid
11	43	m	l	Init. Behandlung	proximal	Ilizarov-hybrid

Interfragmentäre Bewegungen wurden bei allen Patienten direkt postoperativ bis zum Ende der Distraktionsphase oder dem Wechsel zur internen Stabilisierung aufgezeichnet. Die durchschnittliche Beobachtungszeit betrug 137 postoperative Tage. Die kürzeste Messung bezog sich auf 20, die längste auf 340 postoperative Tage. Die zuständige Ethikkommission genehmigte die Versuche und alle Patienten gaben ihr schriftliches Einverständnis zur Mitwirkung am Experiment.

Frakturspaltbewegungen und Bodenreaktionen

Frakturspaltbewegungen wurden durch reflektierende Marker aufgezeichnet, die als Dreiecke an Schanz Schrauben montiert wurden. Bei Messung wurde je ein Markerdreieck an die distale Schanz Schraube des proximalen Fragments und an die proximale Schanz Schraube des distalen Fragments montiert (Abb. 16). Nur für die Messung wurden die Schanz Schrauben mit den reflektierenden Markern aus der Ringkonstruktion gelöst, um Beeinträchtigungen des Messergebnisses durch Durchbiegungen der Schrauben auszuschliessen. Da je Fragment noch eine Schanz Schraube und mindestens ein Paar

Kirschner Drähte zur Stabilisierung montiert waren, blieb auch während der Messung eine ausreichende mechanische Stabilität der Ilizarov Montage erhalten (Duda *et al.*, 2000).

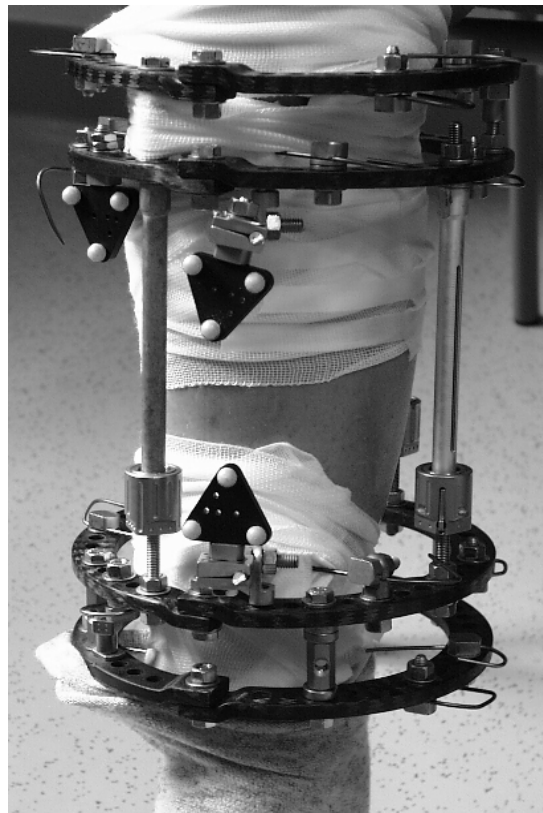


Abb. 16: Messung der dreidimensionalen Frakturspaltbewegung. Dreiecke mit je drei reflektierenden Markern wurden mit Klemmen an Schanz Schrauben am proximalen und distalen Fragment befestigt. Die Schanz Schrauben wurden während der Messungen von der Ringkonstruktion gelöst. Der dritte Marker diente als Referenz zur Definition des Koordinatensystems.

Die Bewegung der reflektierenden Marker wurde mit Hilfe eines optischen Systems erfasst (PC-Reflex, Qualysis, Schweden). Neben 2 infrarot Kameras bestand das optische Messsystem aus einem Kalibrierrahmen, einer Datenerfassungseinheit und einem PC. Die Kameras wurden im Winkel von ca. 60° zueinander aufgestellt und ein Messvolumen von $0,5 \times 0,5 \times 0,5 \text{ m}^3$ kalibriert (PC- Reflex, Qualysis, Schweden). Mit Hilfe der kalibrierten Weg- ($\pm 0,001 \text{ mm}$) und Winkelmessung ($\pm 0,01^\circ$) einer bi-axialen Materialprüfmaschine (Zwick 1455, Deutschland) wurden bei 1 Hz und einer Amplitude von $\pm 10 \text{ mm}$ und $\pm 10^\circ$ die Genauigkeit des optischen Systems überprüft. Dabei ergab sich eine Genauigkeit des optischen Messsystems von $\pm 0,025 \text{ mm}$ in Translation und $\pm 0,05^\circ$ in Rotation.

Neben den Frakturspaltbewegungen wurden die Bodenreaktionskräfte der verletzten Extremität für jede individuelle Messung am Patienten aufgezeichnet (emed System, Novel, Deutschland). Sowohl Bodenreaktionskraft als auch Auftrittfläche wurden an einen

PC zur weiteren Analyse übertragen.

Sobald möglich, wurden erste postoperative Messungen der Frakturspaltbewegungen und Bodenreaktionskräfte durchgeführt. In einer Pilotstudie wurden Aktivitäten ausgewählt, die schon unmittelbar postoperativ erreichbar sind aber auch den Fortschritt der muskuloskelettalen Heilung widerspiegeln: In sitzender Stellung mit den Füßen auf der Kraftmessplattform wurden die Patienten gebeten a) stillzuhalten, b) die Mm. gastrocnemii zu kontrahieren (2 Kontraktionen, je 5 Sekunden), c) aufzustehen und d) langsam über die Kraftmessplattform zu gehen. Jede Aufgabe wurde viermal wiederholt. Normalerweise bereitete es den Patienten ein bis zwei Wochen nach der Operation keine Probleme, die vier Aufgaben zu bewerkstelligen. Beim langsamen Gehen benutzten die Patienten teilweise eine Gehhilfe.

Bei den Patienten 1, 5 und 9 wurde das Ausdrehmoment derjenigen Schanz Schrauben gemessen, an denen die Marker für die Messung der Frakturspaltbewegungen befestigt worden waren.

Datenerfassung und Koordinatensysteme

Um Frakturspaltbewegungen zu beschreiben, wurde ein rechthändiges, Referenzkoordinatensystem (F_{ref}) definiert: Ein Referenzdreieck mit reflektierenden Markern wurde an einem der Karbonringe des Ilizarov Fixateurs fixiert (Abb. 16). Die Ausrichtung des Referenzdreiecks wurde so gewählt, dass es nach ventral gerichtet war mit seiner Grundlinie nach lateralweisend: Die X Achse verlief nach ventral, die Y Achse nach lateral und die Z Achse nach proximal, parallel zur Längsachse der Tibia. Das Koordinatensystem zur Beschreibung der Spaltbewegungen (F_{spalt}) wurde parallel zum Referenzkoordinatensystem ausgerichtet mit seinem Ursprung im Zentrum des knöchernen Defektes (Halbe Distanz zwischen dem proximalen und distalen Frakturlinien auf der Knochenlängsachse). Nach jeder Messung wurden die relativen Abstände zwischen dem Mittelpunkt der Fraktur (Ursprung F_{spalt}) und dem Referenzmarker aus lateralen und A-P Röntgenaufnahmen ermittelt. Die Aufnahmen wurden im Rahmen der regulären klinischen Diagnostik angefertigt. Anhand der in den Röntgenaufnahmen abgebildeten Schanz Schrauben wurden Skalierfaktoren für jede einzelne Aufnahme bestimmt, um Skalierfehler bei der Ermittlung der Distanz zwischen Zentrum des Frakturspalts und Referenzmarker zu minimieren.

Dokumentation der Frakturheilung

Alle Röntgenaufnahmen wurden klinisch ausgewertet und digitalisiert. Die digitalisierten Bilder wurden in ein Bildanalysesystem eingelesen (KS 400, Kontron Elektronik, Deutschland). Der Fortschritt der knöchernen Konsolidierung wurde anhand der

Graustufen in den Röntgenbildern ermittelt. Da die Röntgenaufnahmen während der Routinediagnostik aufgenommen wurden, konnte auf keine standardisierten Einteilungen der Graustufen zurückgegriffen werden. Um dennoch einen Vergleich zwischen den Bildern zuzulassen, wurden als Mass einer maximalen Intensität die Graustufen der Schanz Schrauben in unmittelbarer Nähe des Defekts gewählt. Eine standardisierte knöcherne Region in der proximal medialen Tibia diente als Referenz für Graustufen des intakten Knochens. Nach Korrektur der Graustufen wurde die mittlere Graustufe innerhalb der Frakturzone als Mass für die knöcherne Konsolidierung ausgewertet. Um die Unterschiede zwischen den Betrachtern so gering, wie möglich zu halten, wurde die Bildanalyse bei jedem Bild viermal wiederholt, und die Röntgenaufnahmen wurden von zwei unabhängigen Betrachtern analysiert.

In vitro Steifigkeit der Ilizarov-Hybrid Konstruktion

Die interfragmentären Bewegungen sind in hohem Masse abhängig von der dreidimensionalen Steifigkeit der Osteosynthese (Duda *et al.*, 1998). Ein Fixateur wurde *in vitro* an einem Hartfaserrohr montiert. Die Ilizarov-Hybrid Konstruktion entsprach in Material und Geometrie demjenigen von Patient 9 (Tab. 4). Die dreidimensionale Steifigkeit des Fixateurs wurde wie im vorigen Kapitel beschrieben experimentell ermittelt (Duda *et al.*, 2000) und mit Angaben zur Steifigkeit von Osteosynthesen aus der Literatur verglichen.

Statistik

Der Mann-Whitney-U Test wurde gewählt, um Unterschiede in der interfragmentären Bewegung zwischen den einzelnen Aktivitäten der Patienten auszuwerten. Unterschiede zwischen Scher- und Axialbewegungen bei Patienten wurden mit Hilfe des Student T-Tests untersucht. Alle statistischen Untersuchungen wurden mit Hilfe einer Standard Software durchgeführt (SPSS 8.0, SPSS Inc., Chicago).

Ergebnisse

MECHANISCHE RAHMENBEDINGUNGEN NACH UNAUFGEBOHRTER MARKNAGELUNG

Belastung der intakten Tibia

Im Konvergenztest zeigte sich eine maximale Differenz in den Oberflächendehnungen zwischen linearem und quadratischem Element-Modell von 2%, während der Unterschied zwischen einfachem und doppeltem Elementlayer noch geringer ausfiel. Das Modell mit linearen Elementen und der gewählten Vernetzung bildet somit hinreichend genau die Verteilung der Dehnungen auf der Oberfläche der Tibia ab.

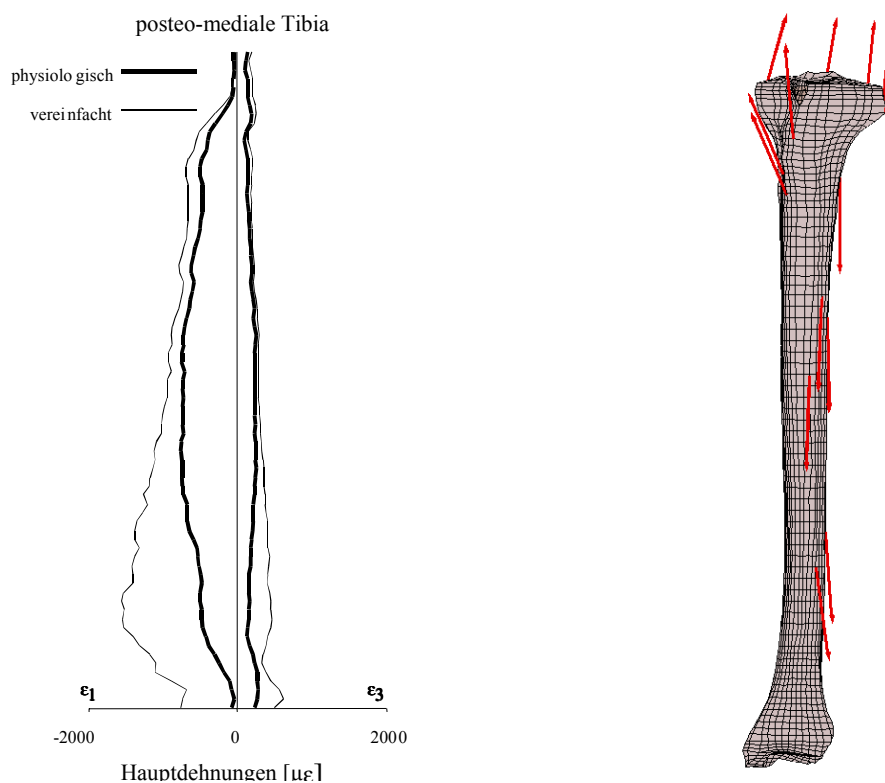


Abb. 17: Maximale (ϵ_3) und minimale (ϵ_1) Hauptdehnungen entlang einer postero-medialen Linie der Tibia unter angenähert physiologischer (dicke Linie) und vereinfachter Belastung (dünne Linie)

Für den angenähert physiologischen Lastfall zeigte sich entlang des Tibiaschaftes eine weitestgehend gleichmässige Dehnung mit Kompression in der dorsalen und Zug in der ventralen Kortex. Obwohl eine grössere Anzahl an Kräften im angenähert physiologischen Lastfall berücksichtigt wurden, traten keine Oberflächendehnungen oberhalb 1.000 $\mu\epsilon$ auf. Dagegen konnten im vereinfachten Lastfall (Berücksichtigung lediglich der Gelenkkräfte) Dehnungen um 2000 $\mu\epsilon$ im distalen Drittel des Knochens beobachtet werden (Abb. 17).

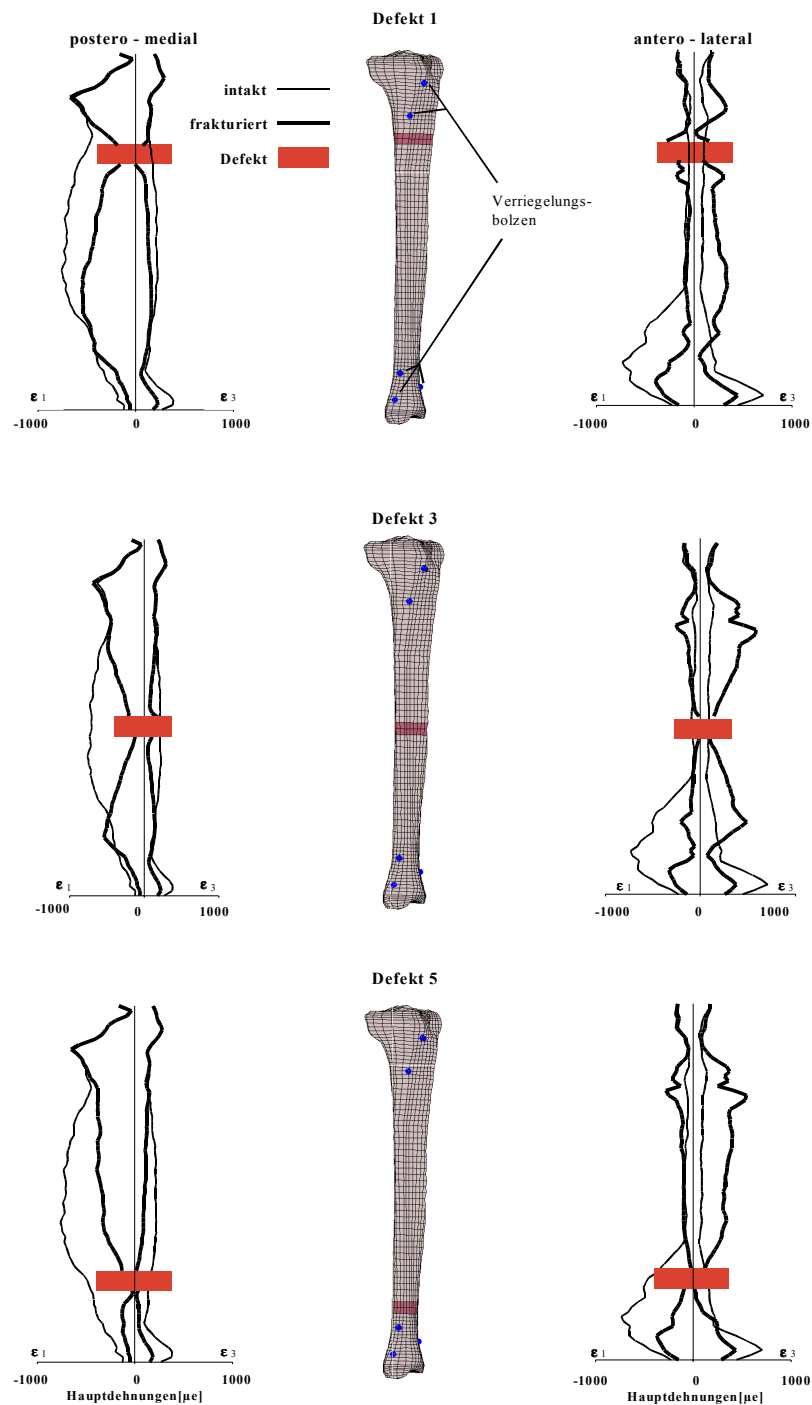


Abb. 18: Maximale (ϵ_3) und minimale (ϵ_1) Hauptdehnungen entlang der postero-medialen und antero-lateralen Seite der versorgten Tibia für die fünf Defektsituationen unter angenähert physiologischer Belastung

EINFLUSS DER DEFEKTLAGE

Die Analyse der frakturierten Tibia zeigte im Vergleich zur intakten Situation eine deutliche Entlastung weiter Bereiche des Knochens (Abb. 18). Für den distalen Defekt war

die Entlastung stark ausgeprägt. Die versorgte Tibia zeichnete sich postero-medial durch grosse Dehnungen aus. Selbst in grösserer Entfernung zum Defekt war eine ausgeprägte Entlastung des Knochens durch die Marknagelung festzustellen. In der ventralen Kortex war die Dehnung gegenüber dem intakten Zustand leicht erhöht.

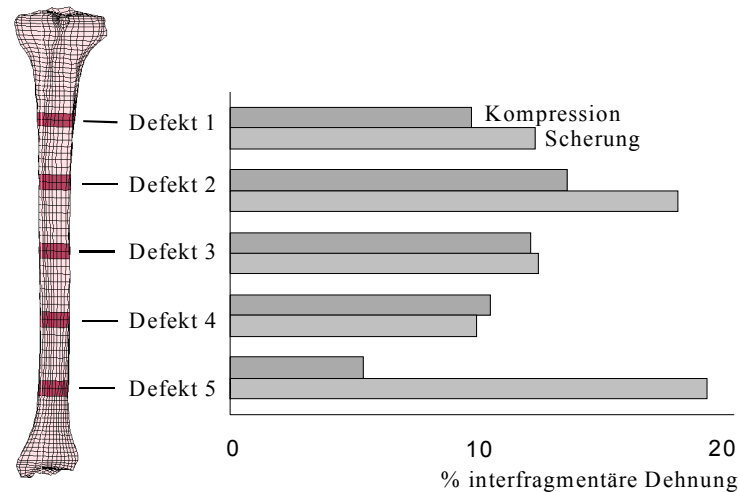


Abb. 19: Interfragmentäre Dehnungen für die versorgte Tibia und verschiedene Defektsituationen unter angenähert physiologischer Belastung.

Die Lastteilung zwischen Implantat und Knochen führte zu einer axialen Beanspruchung des Nagels und zu einer Entlastung des Knochens zwischen dem proximalen und distalen Verriegelungsbolzen. Der Knochen selbst wurde hauptsächlich unter Biegung beansprucht. Die Biegemomente wurden zum einen durch die Bolzen und zum anderen durch den Kontakt zwischen Nagel und Markraum übertragen (Abb. 20).

Die hohe Axialsteifigkeit des Nagels verhinderte weitestgehend eine direkte Kompression der Defektzone. Die axiale Dehnung des Defekts resultierte aus der Biegung der versorgten Tibia und führte zu einer Kompression auf der postero-medialen und zu einem Zug auf der antero-lateralen Seite des Defekts. Die interfragmentäre Scherbewegung entstand hauptsächlich durch die Rotation der Knochenfragmente um die Längsachse der Tibia. Die Scher- und Kompressionsdehnungen der proximalen Defekte waren vergleichbar mit denjenigen der diaphysären Defekte. Für die distale Defektsituation zeigten sich maximale interfragmentäre Dehnungen in Scherung und minimale interfragmentäre Dehnungen in Kompression. Somit stellte sich unter physiologischer Belastung für den distalen Defekt eine Scherung zwischen den Fragmentenden dar, während es bei allen anderen Defektsituationen weitestgehend zu einer Kompression der Fragmentenden kam (Abb. 19).

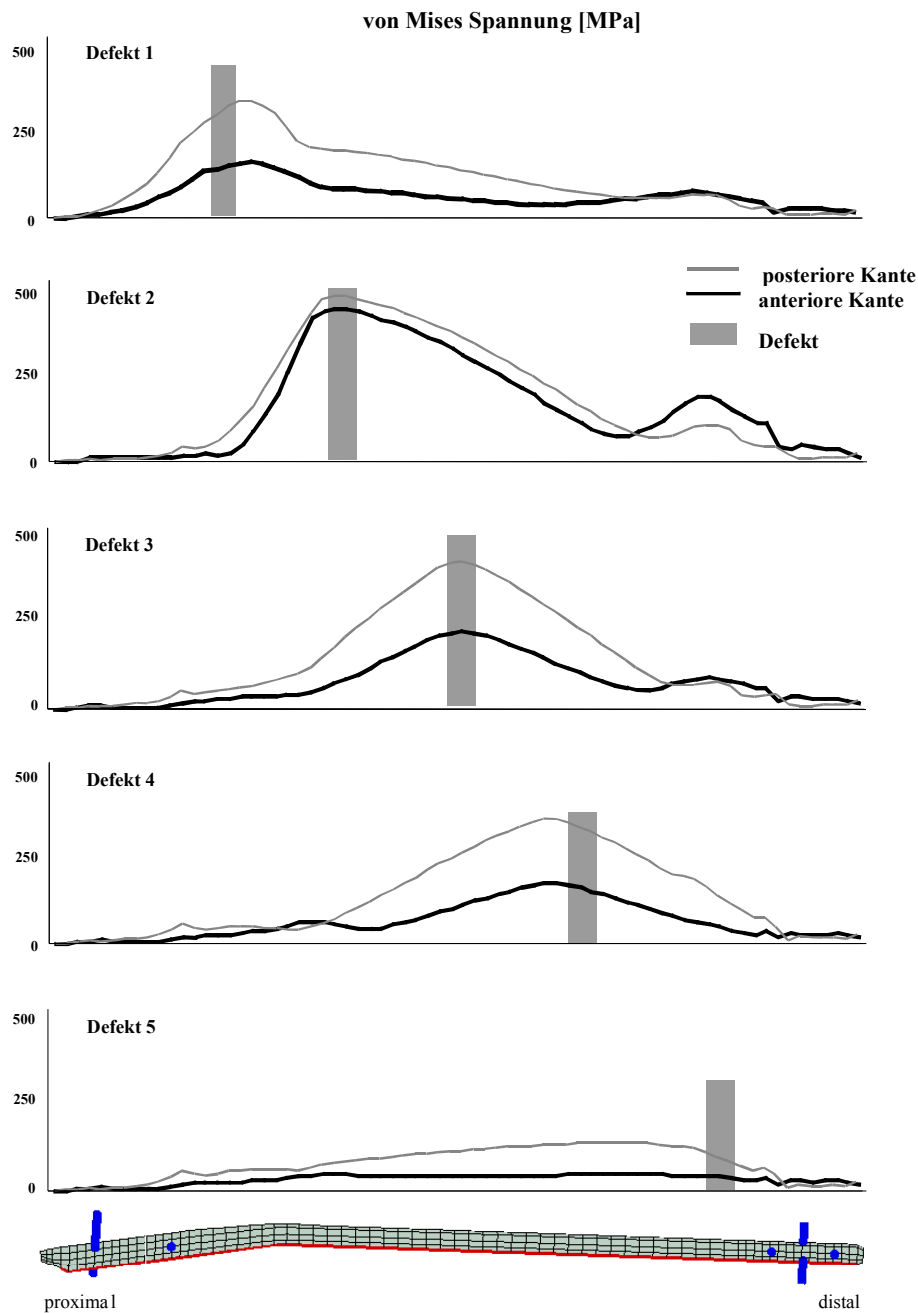


Abb. 20: Von Mises Spannungen entlang der anterioren und posterioren Kante des unaufgebohrten Marknagels für alle 5 Defektsituationen unter angenähert physiologischer Belastung.

Die Beanspruchung des Nagels war durch Biegung überlagert von Kompression gekennzeichnet. Auf Höhe des Defekts zeigte der Nagel entlang der anterioren und posterioren Kante seine maximale Belastung, die hauptsächlich durch Biegung hervorgerufen wurde. Die stärkste Beanspruchung des Nagels zeigte sich für die Defektsituation im zweiten Fünftel der Tibia (Defekt 2). Demgegenüber führten die

Defektsituationen in der Diaphyse oder im distalen Teil des Knochens zu reduzierten Beanspruchungen des Implantats.

MECHANISCHE RAHMENBEDINGUNGEN NACH STABILISIERUNG MIT INTERNEM FIXATEUR

In vitro Testverfahren

In der Bestimmung der Kompressionssteifigkeit zeigten sich geringe inter-individuelle Unterschiede zwischen den einzelnen Präparaten (Abb. 21). Die Hauptorientierung der interfragmentären Bewegungen war axial. Dennoch traten zum Teil beträchtliche laterale und ventrale Bewegungen im Frakturspalt auf.

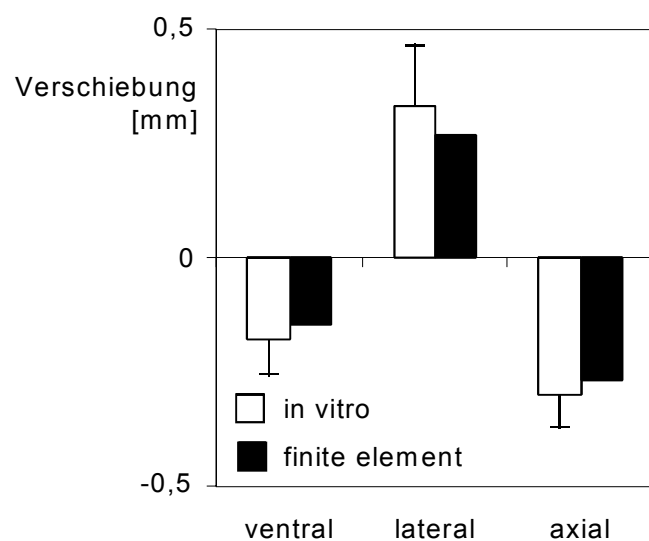


Abb. 21: Vergleich zwischen interfragmentären Bewegungen bei 500 N Kompression *in vitro* und aus der Finite Elemente Analyse. Für den *in vitro* Test werden Mittelwert und Standardabweichung für die 5 getesteten Präparate angegeben.

Finite Elemente Berechnungen der internen Fixation

Ein Vergleich der Oberflächendehnungen der intakten mit denjenigen der versorgten Tibia zeigte unabhängig von der Lage des Defekts kaum eine Verschiebung des Lastprofils (Heller *et al.*, 1999): Ähnlich der unverletzten Tibia wurden die grössten Dehnungen im Bereich der posterioren Kortex beobachtet. Gegenüber der intakten Situation erschienen die Oberflächendehnungen in direkter Umgebung des Defekts reduziert (Abb. 22). Lediglich bei Defekten in der Schaftregion (Defekt 4 und 5) zeigte sich auch defektfern eine deutliche Veränderung der knöchernen Beanspruchung durch die interne Fixation.

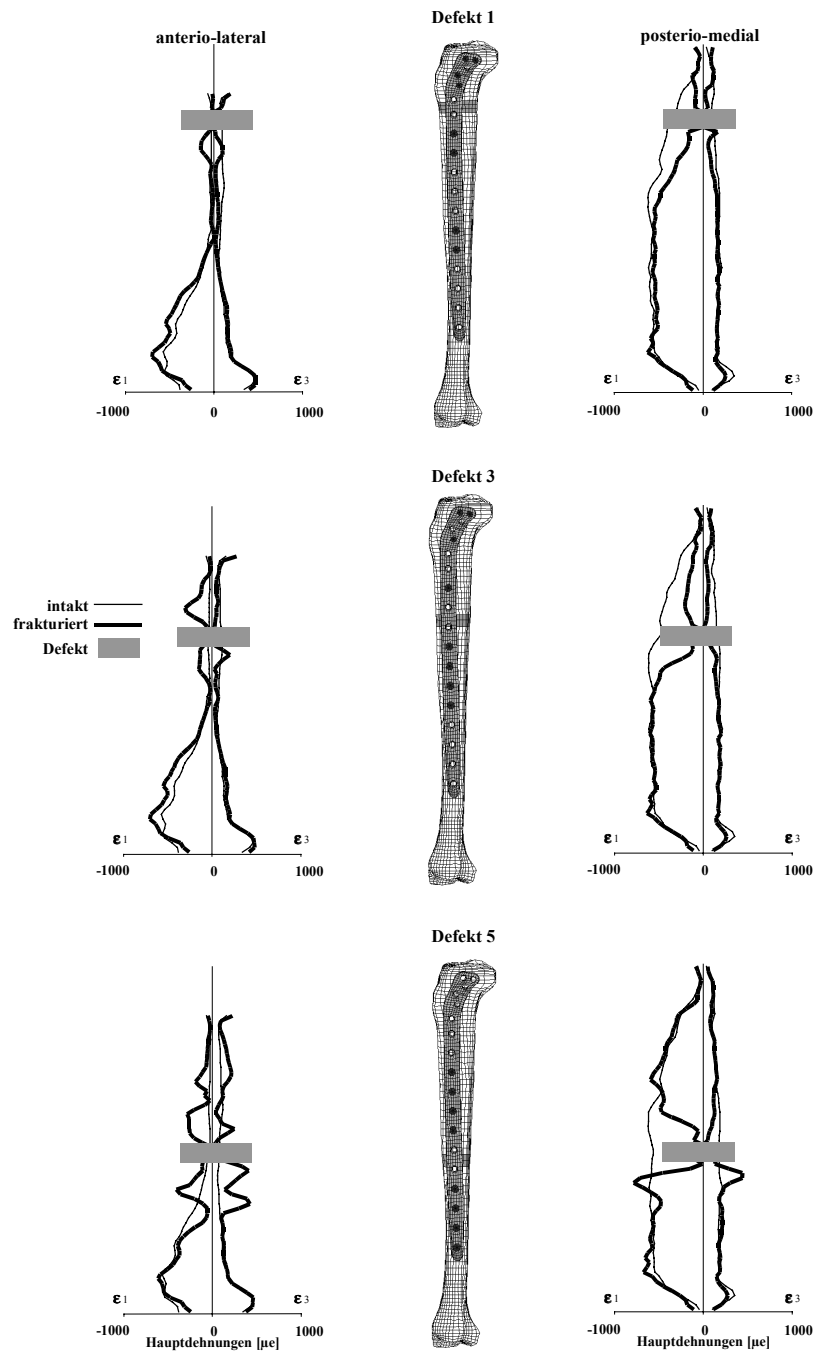


Abb. 22: Maximum (ϵ_3) und Minimum (ϵ_1) Hauptdehnungen entlang der postero-medialen und antero-lateralen Seite der stabilisierten Tibia für die 5 Defektsituationen unter angenähert physiologischer Belastung.

Das Implantat zeigte Biegebeanspruchung, überlagert von Kompression in der den Defekt überbrückenden Region (Abb. 23). Die grössten Zug-Beanspruchungen zeigte das Implantat am antero-lateralen Rand, während der postero-mediale Rand komprimiert wurde. Das Maximum der von Mises Spannung nahm vom proximalen Defekt (Defekt 1) zum distalen Defekt nochmals zu (Defekt 5, Abb. 23) Für den Defekt 4 und besonders für

den Defekt 5 erreichte die Beanspruchung kritische Werte nahe den Versagensspannungen der Legierung von etwa 750 MPa (Steinemann *et al.*, 1993).

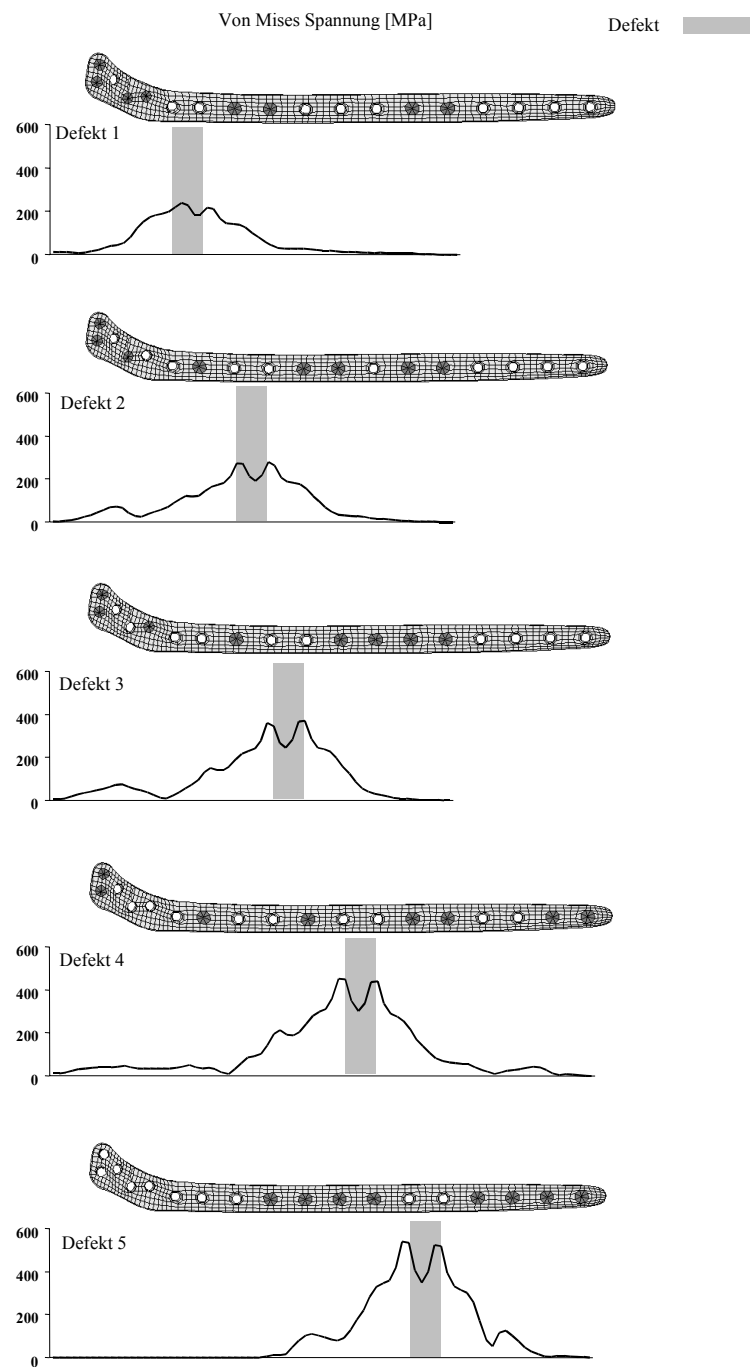


Abb. 23: Von Mises Spannungen am anterioren und posterioren Rand des winkelstabilen, internen Fixateurs für fünf Defektsituationen unter angenähert physiologischer Belastung.

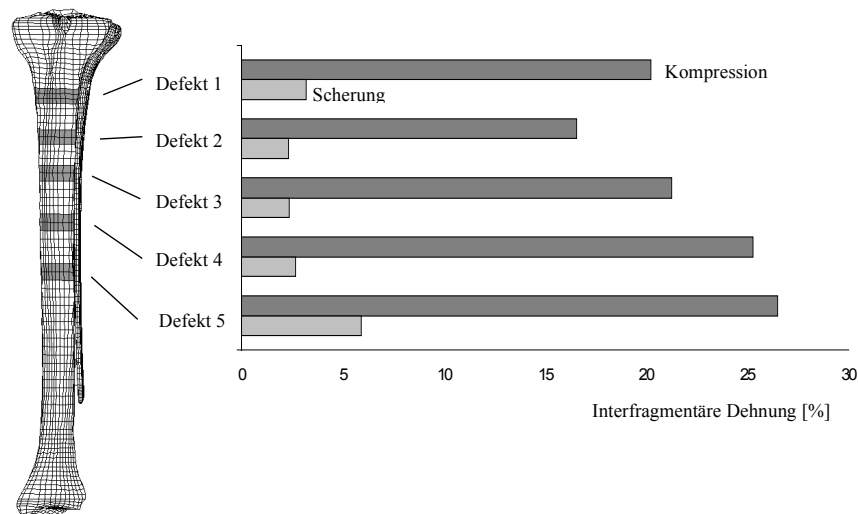


Abb. 24: Interfragmentäre Dehnungen für verschiedene Defektsituationen unter angenähert physiologischer Belastung.

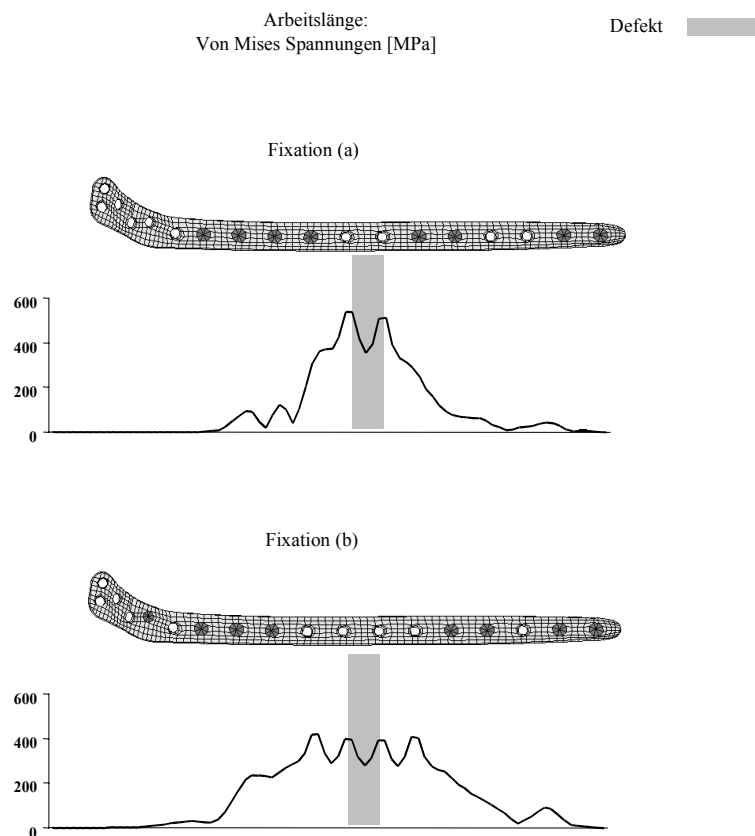


Abb. 25: Einfluss der Arbeitslänge auf die von Mises Spannung am anterioren und posterioren Rand des Implantats unter angenähert physiologischer Belastung. Oben: Kurze Arbeitslänge mit nur zwei freien Löchern über der Defektzone. Unten: Lange Arbeitslänge mit vier freien Löchern über der Defektzone.

Die Biegung des Implantats im Bereich der Defektregion führte zu einem Verkippen des

proximalen Fragments gegenüber dem distalen Ende des Knochens. Die interfragmentäre Scherung fiel im Vergleich zu derjenigen nach Marknagelung gering aus (Abb. 24). Dagegen zeigte sich eine moderate interfragmentäre Kompression, die von der proximalen zur distalen Defektsituation deutlich zunahm.

Die Analyse der Arbeitslänge des internen Fixateurs zeigte relativ hohe von Mises Spannungen bei winkelstabiler Osteosynthese mit kurzer Arbeitslänge (Abb. 25, oben). Bei einem internen Fixateur mit grösserer Arbeitslänge (Abb. 25, unten) waren die von Mises Spannungen beträchtlich reduziert. Die Beanspruchung des Knochens war dagegen bei einer Osteosynthese mit kurzer Arbeitslänge gleichmässiger als diejenige bei einer Osteosynthese mit langer Arbeitslänge.

MECHANISCHE RAHMENBEDINGUNGEN NACH ILIZAROV FIXATION IN VITRO

Für die Grundkonfiguration ergab sich eine medio-laterale Schersteifigkeit von $19,0 \pm 1,6$ N/mm (Mittelwert \pm Standardabweichung), eine antero-posteriore Schersteifigkeit von $19,6 \pm 1,1$ N/mm, eine Axialsteifigkeit von $56,1 \pm 0,2$ N/mm, eine Biegesteifigkeit bei Flexion-Extension von $1,2 \pm 0,1$ Nm/°, eine Biegesteifigkeit bei Abduktion-Adduktion von $1,2 \pm 0,1$ Nm/° und eine Torsionssteifigkeit von $1,2 \pm 0,0$ Nm/°.

Einfluss des Ringdurchmessers

Eine Verkleinerung des Ringdurchmessers von 180 auf 160 mm bewirkte eine Erhöhung der Steifigkeit. Die medio-laterale Schersteifigkeit und die axiale Drucksteifigkeit zeigten überraschend wenig Änderungen, während die antero-posteriore Schersteifigkeit ($+200 \pm 20\%$) und die Biegesteifigkeit bei Abduktion-Adduktion ($+130 \pm 30\%$) eine deutliche Steigerung bezogen auf die Steifigkeit der Grundkonfiguration aufwiesen. Eine leichte Erhöhung der Biegesteifigkeit bei Flexion-Extension ($+40 \pm 30\%$) und der Torsionssteifigkeit ($+20 \pm 2\%$) war ebenfalls zu verzeichnen.

Einfluss des Durchmessers der Schanz Schrauben

Eine Erhöhung des Durchmessers der Schanz Schrauben von 5 auf 6 mm bewirkte in fast allen Richtungen eine erhebliche Versteifung des Fixateurs. Am stärksten betroffen waren die Schersteifigkeit senkrecht ($+180 \pm 60\%$) und parallel ($+70 \pm 30\%$) zu den Schanz Schrauben und die Torsionssteifigkeit ($+40 \pm 5\%$). Die Drucksteifigkeit erfuhr einen leichten Anstieg ($+20 \pm 1\%$). Die Biegesteifigkeit bei Flexion-Extension und diejenige bei Abduktion-Adduktion änderte sich dagegen unwesentlich.

Einfluss des Durchmessers der Kirschner Drähte

Die Verwendung von 2,0 mm anstelle von 1,8 mm Drähten bewirkte eine deutliche Erhöhung der antero-posterioren Schersteifigkeit ($+90 \pm 20\%$), während die medio-laterale Schersteifigkeit überraschend konstant blieb. Die axiale Drucksteifigkeit erfuhr kaum einen Anstieg während die Torsionssteifigkeit deutlich erhöht wurde. Die Biegesteifigkeiten verhielten sich wie die Schersteifigkeiten, wobei ein Abfall der Biegesteifigkeit bei Abduktion-Adduktion um $-20 \pm 2\%$ zu verzeichnen war.

Einfluss der Anzahl der Schanz Schrauben

Abgesehen von der Biegesteifigkeit bei Flexion-Extension, die sich überraschend kaum änderte, erfuhren die übrigen Steifigkeitskomponenten nach Verdoppelung der Anzahl der Schanz Schrauben eine deutliche Steigerung gegenüber der Steifigkeit der Grundkonfiguration: Axialsteifigkeit $+50 \pm 1\%$, medio-laterale Schersteifigkeit $+210 \pm 10\%$, antero-posteriore Schersteifigkeit $+150 \pm 7\%$, Biegesteifigkeit bei Abduktion-Adduktion $+25 \pm 10\%$ und Torsionssteifigkeit $+90 \pm 5\%$.

Einfluss der Anzahl der Kirschner Drähte

Die medio-laterale Schersteifigkeit und die Biegesteifigkeit bei Flexion-Extension wurden durch den Einsatz zweier zusätzlicher Kirschner Drähte in medio-lateraler Richtung deutlich erhöht ($+110 \pm 70\%$ bzw. $+50 \pm 10\%$). Die Torsionssteifigkeit und die Drucksteifigkeit stiegen ebenfalls an ($+30 \pm 5\%$ bzw. $+30 \pm 1\%$), während die antero-posteriore Schersteifigkeit um $60 \pm 10\%$ abnahm.

Einfluss des Drahtwerkstoffs

Der Gebrauch von Titan Drähten anstelle von CoCrMb Drähten führte zu einer Verringerung der Fixationssteifigkeit um durchschnittlich $-20 \pm 5\%$. Lediglich die Biegesteifigkeiten erfuhren eine Steigerung um $+30 \pm 10\%$.

Einfluss der Transportspindeln

Die diaphysären Gewindestangen wurden durch Transportspindeln ersetzt, die zum Segmenttransport eingesetzt werden können. Dies bewirkte eine leichte Abnahme der axialen Drucksteifigkeit ($-30 \pm 1\%$) und eine Zunahme der Torsionssteifigkeit ($+30 \pm 1\%$). Besonders ausgeprägt war der Anstieg der antero-posterioren Schersteifigkeit bzw. der Biegesteifigkeit bei Abduktion-Adduktion. Dieser betrug mehr als die Hälfte der

entsprechenden Steifigkeiten der Grundkonfiguration.

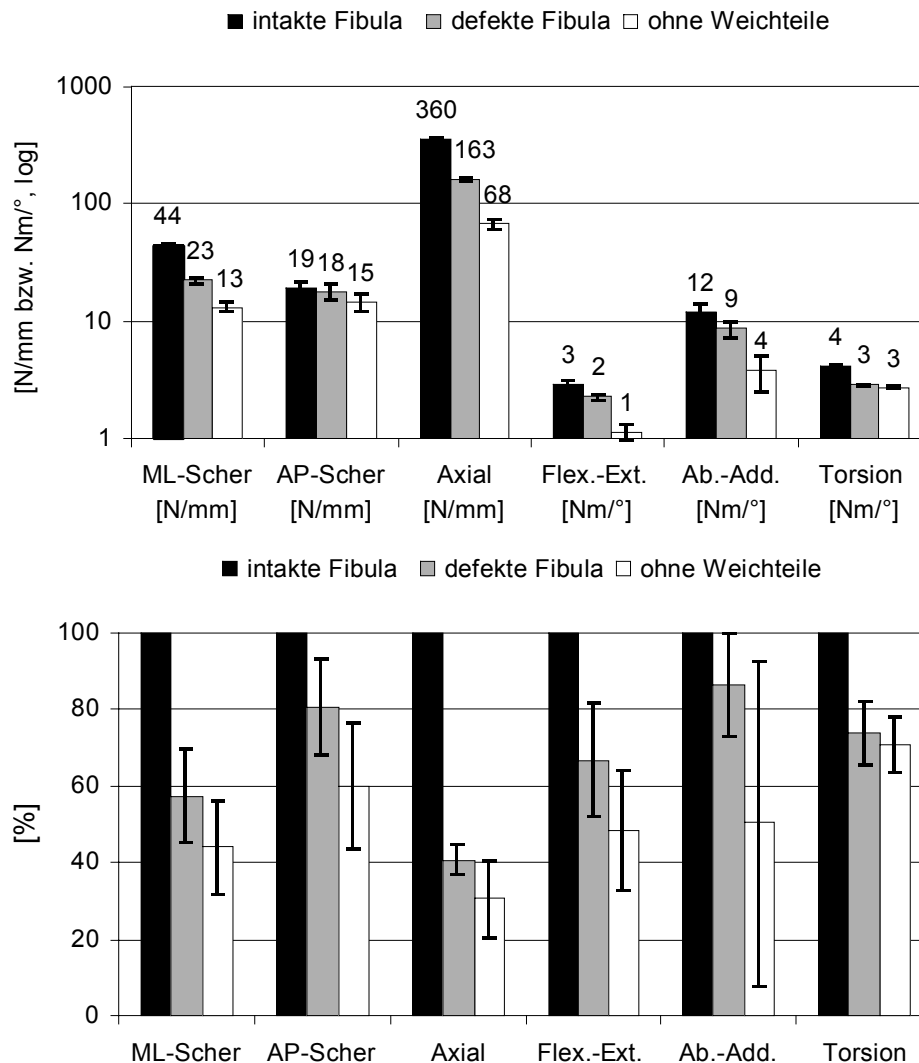


Abb. 26: Einfluss einer defekten Fibula und des passiven Weichteilmantels auf die Fixationssteifigkeit. Oben: Absolutwerte der Steifigkeitskomponenten eines Präparats. Unten: Relativwerte bezogen auf die Steifigkeit des mit einem Ilizarov Konstrukts versorgten Tibiadefekts (n=3).

Einfluss des Verspannens der Ringebeinen

Durch gegenseitiges Verspannen des proximalen bzw. distalen Ringpaares wurden die Schersteifigkeit um $-20 \pm 5\%$ und die Drucksteifigkeit um $-5 \pm 1\%$ verringert. Lediglich die Biegesteifigkeit bei Flexion-Extension wurde um $+80 \pm 30\%$ erhöht. Die Biegesteifigkeit bei Abduktion-Adduktion und die Torsionssteifigkeit blieben nahezu unverändert.

Einfluss der Drahtvorspannung

Die Spannungsänderung beim sukzessiven Vorspannen der Kirschner Drähte wurde

untersucht. Für den zuerst gespannten Draht wurde nach Vorspannen des letzten Drahtes einen Abfall der Vorspannkraft von ungefähr 10% (100N) registriert. Angesichts dieser Tatsache wurden alle Drähte, von proximal ausgehend, in zwei aufeinander folgenden Zyklen vorgespannt. Bei Arbeit mit Präparaten wurden für jeden Ring zwei Drahtspanner simultan eingesetzt. Damit konnte eine gleichmässige konstante Drahtspannung erreicht werden.

Einfluss der passiven Weichteile

Nach vollständiger Entfernung des Weichteilmantels um die Defektzone fiel beim ersten Präparat die Steifigkeit um durchschnittlich $-20\% \pm 10\%$ ab. Allein die Torsionssteifigkeit blieb nahezu unverändert. Eine ähnlich herabsetzende Wirkung auf die Fixationssteifigkeit, insbesondere in knochenaxialer Richtung, zeigte ebenfalls ein Defekt der Fibula (Abb. 26). Die absoluten Steifigkeitswerte waren beim Präparat ohne Weichteile mit denen der Grundkonfiguration am Knochenmodell vergleichbar. Im Vergleich zeigten sich ähnliche Steifigkeitsänderungen für jedes der drei Präparate. Die geringe Anzahl an verfügbaren Präparaten führte jedoch zu einer verhältnismässig hohen Standardabweichung (Abb. 26).

MECHANISCHE RAHMENBEDINGUNGEN NACH ILIZAROV FIXATION IN VIVO

Klinische und röntgenologische Untersuchungen

Klinisch zeigten alle Patienten anfänglich stabile Osteosynthesen. In einem Fall (Patient 7) wurde die Fixation durch die Infektion einer Schanz Schraube instabil. Bei einem anderen Patienten wurde eine knöcherne Konsolidierung während der Messperiode nicht erreicht. Alle anderen Patienten zeigten Kallusbildung und erreichten eine knöcherne Konsolidierung. Bei einem Patienten wurde nach Ausbildung eines Kallus auf ein intramedulläres Verfahren gewechselt, um eine abschliessende Konsolidierung zu erreichen (Patienten 9). In vier Fällen wurde in weiteren Eingriffen eine zusätzliche Korrektur der Achsrichtung vorgenommen (Patienten 1, 3, 4 und 9).

Bodenreaktionskräfte und interfragmentäre Bewegungen

Während der initialen Messungen zeigten sich keine wesentlichen Unterschiede in den Bodenreaktionskräften in Ruhe und bei der Ko-Kontraktion (Abb. 27). Im Vergleich zur Ruhe und Ko-Kontraktion waren die Bodenreaktionskräfte während des Aufstehens und Gehens erhöht. Allerdings mussten grosse Standardabweichungen in den Bodenreaktionskräften beim Aufstehen und Gehen festgestellt werden. Dies wurde auf die höhere Belastung der Patienten in der unmittelbar postoperativen Situation zurückgeführt.

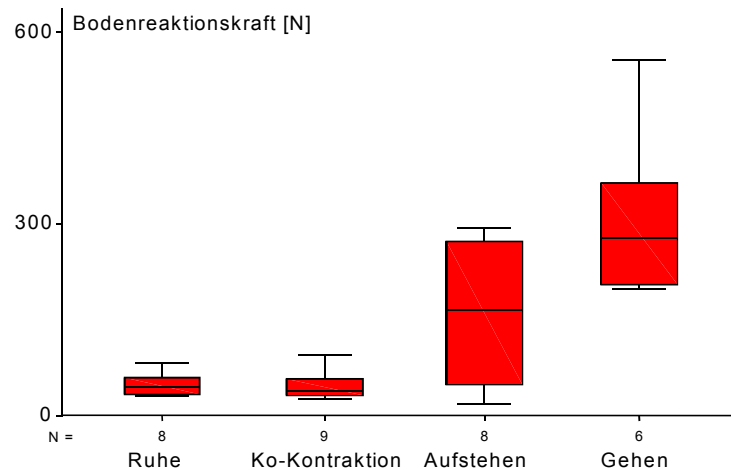


Abb. 27: Initiale postoperative Bodenreaktionskräfte bei unterschiedlichen Aktivitäten. Deutlicher Unterschied zwischen Gehen und Ruhe und Gehen und Ko-Kontraktion ($p < 0,02$; Mann-Whitney).

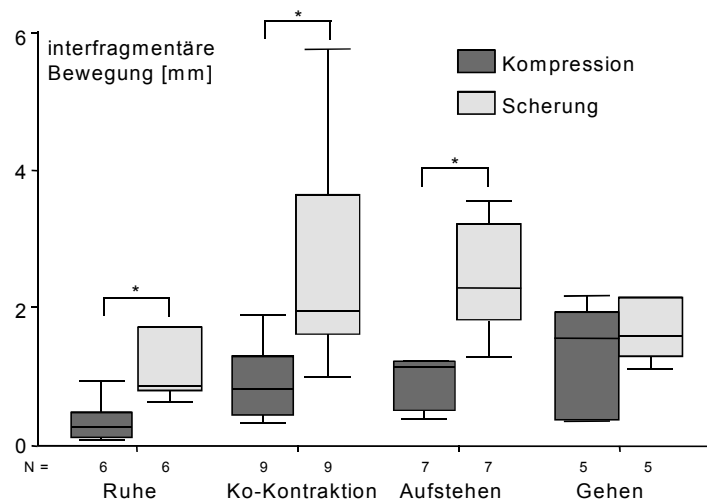


Abb. 28: Initiale postoperative Axial- und Scherbewegung bei unterschiedlichen Aktivitäten (* $p < 0,007$; T-Test). Mittlere Unterschiede zwischen Ruhe und Ko-Kontraktion und Ruhe und Aufstehen ($p < 0,05$; Mann-Whitney).

Während der initialen Messungen konnten interfragmentäre Bewegungen von bis zu 6 mm aufgezeichnet werden. Im Allgemeinen jedoch wurden Bewegungen mit Amplituden zwischen 2 und 4 mm gemessen. Auffallend grosse Standardabweichungen zeigten sich auch bei den Scherbewegungen während der Ko-Kontraktion. Dies wurde im Wesentlichen auf die geringe Standardisierbarkeit dieser Aktivität zurückgeführt. Im Vergleich zur Ruhe zeigten Ko-Kontraktion und Aufstehen deutlich grössere Axial- als auch Scherbewegungen (Abb. 28; $p < 0,05$ Mann-Whitney).

Unabhängig von der Aktivitäten war die Scherbewegung grundsätzlich grösser als die axiale Kompression (Abb. 28; $p < 0,007$ T-Test). Im Rahmen der knöchernen

Konsolidierung erhöhten sich normalerweise die Bodenreaktionskräfte (Abb. 29). Bei einigen Patienten blieb jedoch die Bodenreaktionskraft gering, oder nahm sogar ab (Patient 7; Abb. 29).

Während der ersten 180 Tage zeigte sich bei der Mehrzahl der Patienten eine axiale Kompression von 1 bis 3 mm und eine Scherbewegung von 2 bis 7 mm (Abb. 30). Während der gesamten Messperiode war der Anteil der Scherbewegung grösser als derjenige der axialen Kompression. Da es weitestgehend keinen Kontakt zwischen den knöchernen Fragmenten gab, nahmen die interfragmentären Bewegungen während der Distraction und der frühen Heilungsphase eher noch zu. Erst während der spät einsetzenden knöchernen Konsolidierung nahm die interfragmentäre Bewegung ab (Abb. 30).

Bei einem Patienten traten deutlich erhöhte Axial- und Scherbewegungen auf, obwohl die Bodenreaktionskraft auf dem Niveau der ersten postoperativen Messungen blieb. Bedingt durch eine Schraubenlockerung wurde am 84. Tag auf ein intramedulläres System gewechselt (Abb. 30; Patient 7).

Bei den Patienten 3, 5 und 9 war das Ausdrehmoment der proximalen und distalen Schanz Schrauben, an denen die Messdreiecke montiert waren, 0,4 Nm und 1,9 Nm, 0,8 Nm und 0,4 Nm, bzw. 1,4 Nm und 1,4 Nm. Der Sitz der anderen zur Messung benutzten Schanz Schrauben konnte nur manuell geprüft werden. In keinem Fall zeigte sich eine Lockerung der zur Messung benutzten Schanz Schrauben.

In vitro- Steifigkeit

Die Messung der Steifigkeit *in vitro* ergab eine Kompressionssteifigkeit von 68 ± 3 N/mm und eine Biegesteifigkeit von 13 ± 1 Nm/° (Duda *et al.*, 2000).

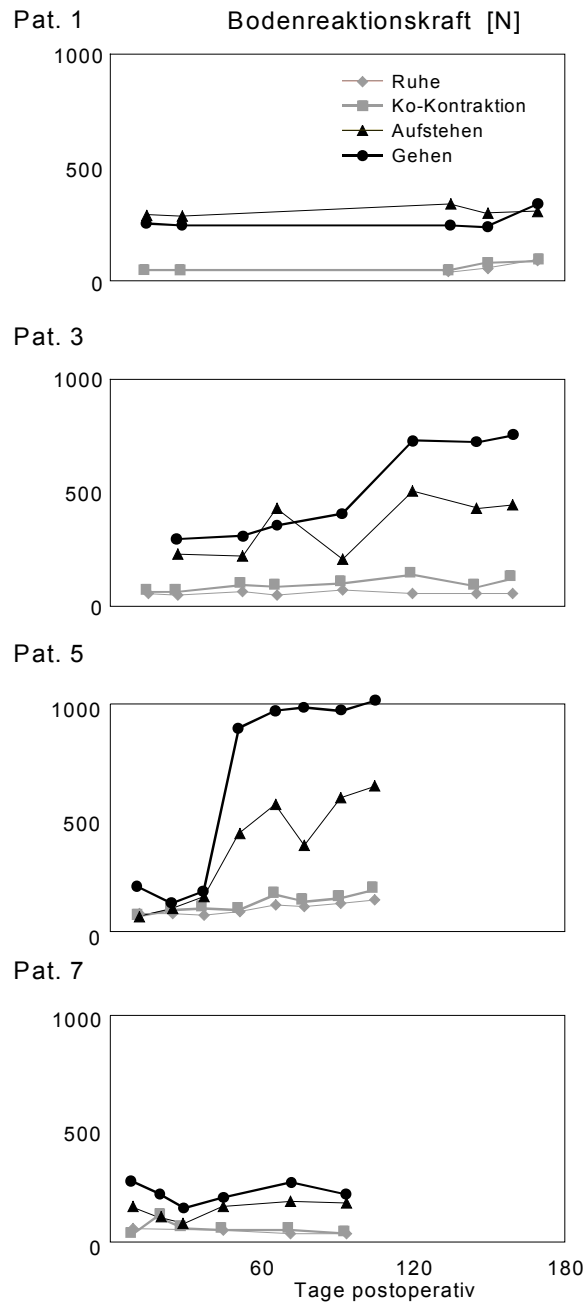


Abb. 29: Bodenreaktionskräfte im Verlauf der Heilung bei 5 Patienten. Aufgeführt sind die Kräfte für Ruhe, Ko-Kontraktion, Aufstehen und langsames Gehen.

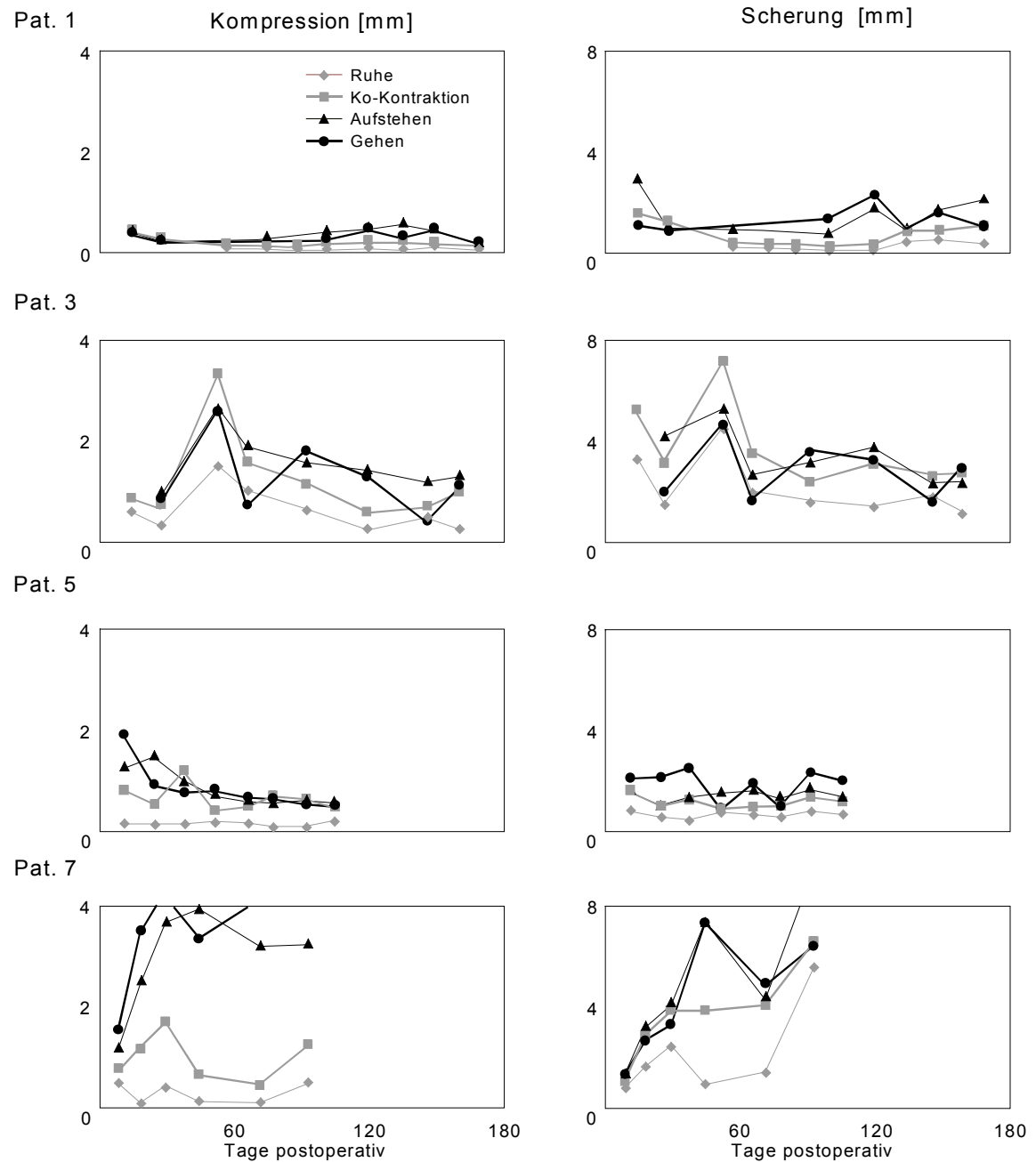


Abb. 30: Axiale Kompression und Scherbewegungen während des Heilungsverlaufs bei 5 Patienten. Aufgeführt sind die Bewegungen für Ruhe, Ko-Kontraktion, Aufstehen und langsames Gehen.

Diskussion

MECHANISCHE RAHMENBEDINGUNGEN NACH UNAUFGEBOHRTER MARKNAGELUNG

Die Hypothese der Analyse der unaufgebohrten Marknagelung war, dass die mechanischen Rahmenbedingungen für die Heilung distaler Defekte sich von denjenigen für proximale und diaphysäre Defektsituationen unterscheiden. Die Ergebnisse zeigen, dass die unaufgebohrte Marknagelung unter Berücksichtigung einer angenähert physiologischen Belastung zu einer deutlichen Entlastung des gesamten Knochens führt. Diese Entlastung ist bei distalen weitaus stärker als bei diaphysären und proximalen Defektsituationen und reicht weit über die eigentliche Defektzone hinaus. Unaufgebohrte Nagelung der distalen Tibia führt weitestgehend zu einer Scherbelastung der Defektzone. Die Ergebnisse deuten an, dass die mechanischen Rahmenbedingungen der Frakturheilung bei distalen Defekten weniger optimal als bei proximalen und diaphysären Defekten sind.

Die Bedeutung der physiologischen Belastung

Die Analyse der unverletzten Tibia erlaubte die Untersuchung der Dehnungsverteilung auf der Oberfläche der Tibia unter angenähert physiologischen beziehungsweise vereinfachten Lastbedingungen. Die Ergebnisse zeigten, dass nur bei einem muskulären Gleichgewicht der Knochens homogen beansprucht wird. Die überwiegende Kompression der posterioren Kortex und der Zug in der vorderen Kortex entsprechen den aus *in vivo* Messungen bekannten Dehnungen der humanen Tibia (Lanyon *et al.*, 1975; Lanyon *et al.*, 1976; Frost, 1987) und lassen auf eine kombinierte Belastung aus Kompression und Biegung schließen. Dagegen kommt es bei vereinfachten Belastungen, wie sie vielfältig in experimentellen Untersuchungen von Implantaten gewählt werden, zu einer starken Biegung und Überbeanspruchungen der distalen Anteile des Knochens (Duda *et al.*, 1998). In beiden Lastfällen werden jedoch nicht die Versagensgrenzen des Knochens erreicht (Carter and Hayes, 1976; Hayes and Carter, 1976). Ähnlich der oben geschilderten Situation für das Femur führt ein vereinfachter Lastfall zu einer Überbewertung der Biegung im distalen Teil des Knochens. Im Vergleich zum vereinfachten Lastfall zeigen die Ergebnisse der angenähert physiologisch belasteten Tibia die Bedeutung der Muskeln bei der Reduzierung der Scher- und Biegebelastung.

Die in dieser Arbeit vorgestellten analytischen Daten können mit *in vitro* und *in vivo* Daten verglichen werden. *In vitro* Dehnungsmessungen an intakten Tibiae unter vereinfachter Lastbedingungen zeigten Dehnungen auf Höhe des Tibiakopfes, die mit denen aus der vorliegenden Arbeit vergleichbar sind (Finlay *et al.*, 1982). Die experimentellen Ergebnisse der maximalen und minimalen Hauptdehnungen (zwischen 125 und -220 $\mu\epsilon$)

korrespondieren mit denen aus der vorliegenden Finite Elemente Untersuchung (zwischen 250 und $-240 \mu\epsilon$). Experimentelle Untersuchungen der Axialsteifigkeit unaufgebohrter Nagelung diaphysärer Tibiafrakturen (Schandelmaier *et al.*, 1996) zeigen eine gute Übereinstimmung zu den Ergebnissen aus der Finite Elemente Analyse (Abb. 31). Die dargestellten Daten (Abb. 31) unterstreichen die Vergleichbarkeit der Finite Elemente Analyse einer Tibia mit unaufgebohrter Marknagelung mit einem *in vitro* Kompressionsversuch.

Es verbleibt die Frage, inwieweit die Ergebnisse der Finite Elemente Analyse das Verhalten der mit unaufgebohrter Marknagelung versorgten Tibia unter physiologischen Bedingungen simulieren kann. Die Instrumentierung der Knochenoberfläche mit Dehnungsmesstreifen hat es möglich gemacht, knöcherne Verformungen während unterschiedlichster Aktivitäten in Tieren (Lanyon and Smith, 1969) und Menschen (Lanyon *et al.*, 1975) zu messen. Die von Lanyon durchgeführten Messungen sind auf kleine Areale (Dimensionen eines Dehnungsmesstreifens) der antero-medialen Anteile der diaphysären Tibia beschränkt. Maximale Verformungen traten während des Gehens kurz vor dem Abstoßen während des zweiten Maximums der Bodenreaktionskraft mit Hauptdehnungen von $-230 \mu\epsilon$ auf. In der vorliegenden Finite Elemente Analyse wurden Dehnungen von $-180 \mu\epsilon$ auf der antero-medialen Seite bis zu $-300 \mu\epsilon$ auf der postero-medialen Seite des Knochens bestimmt. Die weitestgehende Vergleichbarkeit der *in vivo* Messungen mit den berechneten Dehnungen unterstützt die Wahl eines komplexen Lastfalls zur Simulation der physiologischen Belastung *in vivo*.

Auch wenn eine Finite Elemente Analyse die komplexe, physiologische Belastung nicht vollständig simulieren und nur annähernd den Einfluss der Weichteile darstellen kann, scheint der vorliegende Ansatz zumindest teilweise dem Anspruch einer weitestgehend physiologischen Beanspruchung gerecht zu werden. Wissen um das Verhalten von Implantaten unter physiologischen Bedingungen ist essentiell für das Verständnis ihrer Leistungsfähigkeit *in vivo*. Dieses Wissen lässt sich nicht allein aus Untersuchungen der Steifigkeit *in vitro* ableiten. Die gute Korrelation experimenteller Daten und der Finite Elemente Ergebnisse ist für den vorliegenden Fall demonstriert worden (Abb. 31). Eine Analyse der Lastverteilung zwischen Implantat und Knochen unter weitestgehend physiologischen Belastungen ist jedoch notwendig um ein tieferes Verständnis mechanischen Bedingungen an einer Fraktur *in vivo* zu erhalten.

Beanspruchung des frakturierten Knochens

Im Vergleich zum intakten Knochen zeigte die versorgte Tibia eine deutliche Entlastung, unabhängig von der Defektlage. Die Last wurde durch den Nagel unter Umgehung des

Defektbereichs und der angrenzenden Knochenregionen vom proximalen auf das distale Segment übertragen. Grundsätzlich wurde eine Verstärkung der Zugbeanspruchung in der antero-lateralen und eine Verringerung der Kompression in der postero-medialen Kortex gefunden. Die Reduktion der Kompression auf der postero-medialen Oberfläche nach unaufgebohrter Nagelung ist bereits früher in *in vitro* Untersuchungen beobachtet worden (Thomas *et al.*, 1997). Die durch die Lastverteilung zwischen Implantat und Knochen hervorgerufene Beanspruchung suggeriert das Vorhandensein einer residualen Biegebelastung in der Tibia. Lasten wurden durch die Verriegelungsbolzen vom Implantat zum Knochen und entlang des endostalen Kontaktes zwischen Implantat und Knochen übertragen. Die residualen Beanspruchungen des Knochens wurden durch die ventral orientierten Kräfte, die durch den Nagel auf den Knochen übertragen wurden, hervorgerufen.

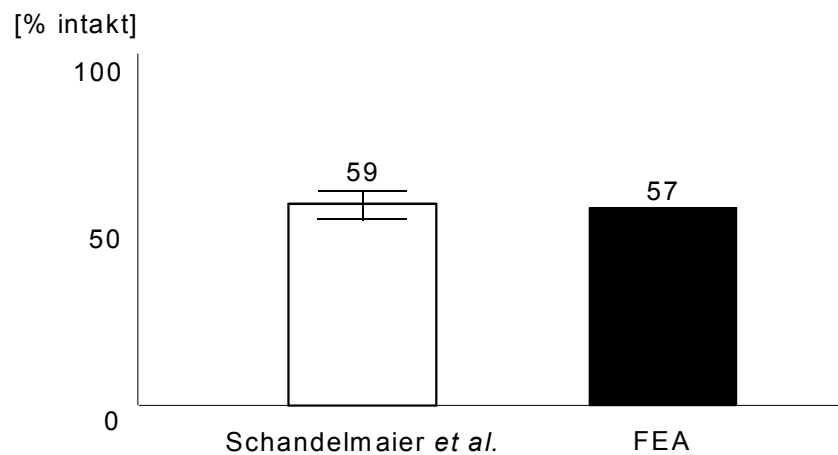


Abb. 31: Kompressionssteifigkeit der genagelten Tibia in Prozent derjenigen der intakten Tibia. Experimentelle Ergebnisse mit Standardabweichungen auf der linken Seite (Schandellaier *et al.*, 1996) sind denjenigen aus der vorliegenden Finite Elemente Analysen gegenüber gestellt.

Für den distalen Defekt (Defekt 5), wurde die grösste Entlastung des Knochens beobachtet. Die Lage des Defekts, nahe am Sprunggelenk, führt zu einer nur geringen Kompressionsbelastung und moderater Biegung. Verglichen mit den proximalen Anteilen der Tibia führt diese muskuloskelettale Belastung zu minimaler Biegung und geringer Beanspruchung des Implantats.

Belastung des Implantats

Bedingt durch die fehlende knöcherne Abstützung hatte das Implantat die vollständige Belastung zu tragen. In Bezug auf die Beanspruchung des Implantats stellt die Finite Elemente Analyse ein "Worst Case Szenario" dar. Dennoch sind die maximal auftretenden von Mises Spannungen unterhalb der Versagenslast des Implantatmaterials (< 540 MPa

Dauerfestigkeit; Steinemann *et al.*, 1993). Der Transfer der Last vom Knochen zum Implantat führte zu einer Vierpunktbiegung des Nagels: Auf der einen Seite wurde der Nagel proximal und distal statisch verriegelt. Die Last wurde hauptsächlich über die Bolzen übertragen (Haas *et al.*, 1993). Dies führte zu einer Entlastung der zwischen den Bolzen liegenden Knochenregion. Auf der anderen Seite wurde die Entlastung zum Teil durch einen endostalen Kontakt zwischen Implantat und Knochen kompensiert. Die nicht parallel zur Knochenachse verlaufenden Anteile der Muskel- und Gelenkkräfte wurden durch diese endostalen Kontaktkräfte ausgeglichen. Dieser Effekt wurde besonders bei Defekt 2 deutlich, da sowohl Muskel- als auch Gelenkkräfte einen maximalen Hebelarm zu diesem Defekt hatten. In der Klinik wird man versuchen, Fragmentenden aufeinander zu stellen oder grosse Defektstrecken zu überbrücken. Dies führt in jedem Fall zu einer Verringerung der Beanspruchung im Implantat und einer weniger starken Ausprägung der geschilderten Phänomene der Lastübertragung.

Interfragmentäre Dehnungen

Bei proximalen und diaphysären Defekten zeigten sich beträchtliche interfragmentäre Dehnungen. Die Grösse der Dehnungen stimmte weitestgehend mit den aus *in vivo* Messungen bekannten Daten überein: Optimale Frakturheilung wird für Dehnungsraten von 7% (Claes *et al.*, 1997) bis 33% (Goodship and Kenwright, 1985) aus tierexperimentellen Studien berichtet. Messungen der Frakturspaltbewegungen am Patienten zeigen Beträge von 50% und mehr bei externer Fixation (Gardner *et al.*, 1997). Im Vergleich mit externen Fixationsverfahren verhindert eine rigide intramedulläre Schienung exzessive interfragmentäre Dehnungen. Die in dieser Studie ermittelten interfragmentären Dehnungen sind vergleichbar mit den als optimal angesehenen Werten aus tierexperimentellen Untersuchungen (Goodship and Kenwright, 1985; Claes *et al.*, 1997). Bisher gibt es keinen wissenschaftlichen Hinweis, dass Scherung per se den Heilungsprozess stört (Park *et al.*, 1998). Eine mögliche Erklärung für den negativen Effekt zu grosser Scherung ist gestützt auf die Annahme, dass zu grosse Scherbewegung das Einsprossen von Gefässen in die Fraktur verhindern und damit zu einer Verzögerung der Heilung führen könnten. Das grosse Ausmass an interfragmentärer Scherung im Verhältnis zur Kompression führt bei Defekt 5 zu einer resultierenden Scherung der knöchernen Fragmentenden während im Defekt 2 die resultierende Bewegung eine Kompression bleibt. Aus klinischer Sicht wird die gleichzeitige Präsenz geringer Kompression und grosser Scherbewegung kritisch betrachtet (Yamagishi and Yoshimura, 1955; Hopf and Harnroongroi, 1986; Gardner *et al.*, 1996).

MECHANISCHE RAHMENBEDINGUNGEN NACH STABILISIERUNG MIT INTERNEM FIXATEUR

Ziel der Analyse war ein grundlegendes Verständnis der Lastverteilung zwischen einem winkelstabilen Implantat und dem Knochen unter angenähert physiologischen Belastungen bei proximalen Defekten der Tibia zu erlangen. Mit Hilfe dieses neuen Verfahrens sollten exemplarisch Grenzen für den Einsatz des neuen Implantats schon im Vorfeld eines breiten klinischen Einsatzes aufgezeigt werden. Anhand der Ergebnisse konnte gezeigt werden, dass das Verfahren grundsätzlich dazu geeignet ist, die mechanische Situation des Implantats, des Knochens als auch der Defektzone unter angenähert physiologischen Belastungen zu beschreiben. Damit stellt das vorgestellte Verfahren eine Ergänzung zu den gängigen Steifigkeits- und Versagensanalysen dar und kann als zusätzliches Hilfsmittel zur Abschätzung der Eignung neuer Implantatentwicklungen hinzugezogen werden.

Die *in vitro* Testung der Axialsteifigkeit eines winkelstabilen Implantats ergab vergleichbare Ergebnisse zu denen aus der Finite Elemente Untersuchung: Sowohl Orientierung als auch Grösse der im *in vitro* Experiment und in der Finite Elemente Analyse bestimmten Bewegungen waren miteinander vergleichbar. Daraus lässt sich folgern, dass die Finite Elemente Analyse erlaubt, mit ausreichender Genauigkeit die Lastverteilung zwischen Implantat und Knochen zu simulieren.

Aus *in vivo* Messungen sind knöcherne Dehnungen der humanen Tibia während unterschiedlicher Aktivität bekannt. Auch konnte auf die Vergleichbarkeit der Dehnungen an der intakten Tibia mit denen aus *in vivo* Messungen hingewiesen werden (Lanyon *et al.*, 1975). Das Modell der Tibia unter Zuhilfenahme eines vereinfachten Materialmodells ermöglicht in erster Näherung, die knöchernen Beanspruchungen, die Beanspruchungen des winkelstabilen Implantats und die der Defektregion unter angenähert physiologischen Belastungen zu analysieren.

Durch die Versorgung mit Hilfe eines winkelstabilen Implantats zeigte sich lediglich im Bereich der posterioren Kortex eine leichte Veränderung der knöchernen Beanspruchung im Vergleich zu derjenigen im intakten Knochen. Bei Versorgung von proximalen Schaftdefekten wurde im Vergleich zur intakten Situation der Knochen deutlich entlastet.

Erhebliche interfragmentäre Kompression wiesen die metaphysären und proximal diaphysären Defekte auf. Das Ausmass der interfragmentären Dehnung entsprach jedoch weitestgehend demjenigen, das aus tierexperimentellen Studien als "heilungsfördernd" bekannt ist (Claes *et al.*, 1995). Die durch den winkelstabilen, internen Fixateur erworbene Stabilität führte zu relativ kleinen interfragmentären Scherbewegungen, während die axialen Bewegungen denen bei der unaufgebohrten Marknagelung vergleichbar waren. Die geringsten interfragmentären Bewegungen traten für eine metaphysäre (Defekt 2), die grössten für eine Defektsituation im proximalen Schaftbereich auf.

Bei den metaphysären Defektsituationen war das Implantat nur moderat beansprucht, während teilweise sehr hohe Spannungen bis an die Versagensgrenze bei Versorgung der Defekte im proximalen Schaft auftraten. Diese Ergebnisse illustrieren, dass die Lage des zu versorgenden Defekts einen wesentlichen Einfluss auf die Beanspruchungen in Knochen, Implantat und Defektregion eines Implantats hat.

Die Lastübertragung vom Implantat zum Knochen scheint für proximale Defektsituationen günstiger als für Defekte im Schaftbereich zu sein (Haas *et al.*, 1997). Die vorliegenden Ergebnisse deuten an, dass eine früh funktionale Behandlung von metaphysären und gelenknahen Frakturen mit dem neuen Verfahren zu hinreichendem mechanischen Stimulus in der Defektzone und moderaten Implantat- und Knochenbeanspruchungen führt. Das analysierte winkelstabile System sollte bei proximalen Schaftfrakturen ohne zusätzliche knöcherne Abstützung jedoch sehr zurückhaltend eingesetzt werden.

Eine Veränderung in der Arbeitslänge (vier an Stelle zwei frei gelassener Bolzenlöcher zwischen den Frakturfragmenten) führte zu einer beträchtlichen Reduzierung der Belastung des Implantats. Die Arbeitslänge hat einen erheblichen Einfluss auf die Implantatbelastung und somit auch die Lastübertragung vom Implantat auf den Knochen. Während eine zu kurze Arbeitslänge unter den komplexen muskuloskelettalen Belastungen schnell zu einer Überlastung des Implantats führt, kann eine zu grosse Arbeitslänge hohe knöcherne Beanspruchungen zur Folge haben. Aufgrund der vorliegenden Ergebnisse scheint für den winkelstabilen Fixateur interne eine Arbeitslänge von zwei freien Bolzenlöchern eher zu gering zu sein. Falls möglich, sollte die Arbeitslänge des Implantats drei freie Bolzenlöcher umfassen, um die Implantat Belastung zu minimieren und eine hinreichende Funktion des Implantats bis zur knöchernen Konsolidierung zu ermöglichen.

MECHANISCHE RAHMENBEDINGUNGEN NACH ILIZAROV FIXATION IN VITRO

Die unter Belastung im Frakturspalt auftretenden dreidimensionale Bewegungen beeinflussen massgeblich den Heilungsverlauf (Goodship and Kenwright, 1985; Kenwright and Goodship, 1989; Claes *et al.*, 1995). In Abhängigkeit von der angestrebten Stabilität besteht die klinische Herausforderung darin, eine hinreichende Initialsteifigkeit festzulegen, um eine möglichst schnelle und unkomplizierte Heilung zu ermöglichen. Ziel der *in vitro* Analyse des Ilizarov Ringfixateurs war es, den Einfluss der vielfältigen Gestaltparameter auf die Steifigkeit des Konstrukts zu bestimmen und Richtlinien zu einer flexiblen Gestaltung der Fixateure zu formulieren. Darüber hinaus quantifiziert die vorliegende Untersuchung die stabilisierende Wirkung der passiven Weichteile. In seiner Wirkung ist das Vernachlässigen der passiven Weichteile bei einem Ilizarov Ringfixateur

vergleichbar mit dem Verlust der Steifigkeit durch einen Defekt der Fibula. Vergleichende Untersuchungen unterschiedlicher Osteosynthesen sollten diese stabilisierende Wirkung der passiven Weichteile berücksichtigen. Es ist davon auszugehen, dass diese stabilisierende Wirkung durch die aktiven Weichteile *in vivo* eher noch verstärkt wird (Heller *et al.*, 1999).

Während des Verlaufs der Behandlung mit Ringfixateur kommt es immer wieder zu Veränderungen der mechanischen Bedingungen. Neben dem grundlegenden Ziel eine hinreichende mechanische Stabilität zu erreichen, spielen bei der Gestaltung des Fixateurs klinische Gesichtspunkte eine entscheidende Rolle. Bedingt durch eine Schädigung der Weichteile kann es notwendig werden, deutlich grössere Ringe als geplant einzusetzen. Dies hat einen deutlichen Verlust an Steifigkeit nicht nur in knochenaxialer (Gasser *et al.*, 1990), sondern auch in allen anderen Richtungen zur Folge. Durch zum Beispiel eine Erhöhung der Anzahl bzw. des Durchmessers der Schanz Schrauben kann diesem Effekt begegnet werden.

Im Gegensatz zu Schneider *et al.*, die keine Änderung der Biegesteifigkeit feststellen konnten (Schneider *et al.*, 1992), zeigte sich in dieser Studie eine Versteifung des Ringfixateurs durch zusätzliche Kirschner Drähte. Am stärksten betroffen ist die Steifigkeit parallel zu den angebrachten Drähten. Die Steifigkeit senkrecht zu den Drähten (antero-posteriore Richtung) wird im Wesentlichen von den in diese Richtung montierten Schanz Schrauben bestimmt. Ähnlich wie bei Schanz Schrauben kann bei Kirschner Drähten eine Erhöhung der Steifigkeit auch durch einen grösseren Durchmesser (2,0 statt 1,8 mm) erreicht werden. Die in diesem Fall erzielte Zunahme der Steifigkeit stimmt im Wesentlichen mit den Ergebnissen früherer Arbeiten überein (Gasser *et al.*, 1990; Podolsky and Chao, 1993). Die Wahl des Drahtwerkstoffes hat ebenfalls einen Einfluss auf die Fixationssteifigkeit. Wegen ihrer ungünstigeren Materialeigenschaften rufen Titan Drähte im Vergleich zu Cobalt-Chrom Drähten eine leichte Minderung der Steifigkeit hervor.

Bei Patienten mit Segmenttransport können zwischen den diaphysären Ringebenen anstelle von Gewindestangen Transportspindeln eingesetzt werden. Dies führt zu einer Zunahme der Biege- und Torsionssteifigkeit. Das in der klinischen Praxis häufig anzutreffende gegenseitige Verspannen der Ringebenen trägt dagegen nicht zur Erhöhung der Steifigkeit

bei. Unter Belastung können einige der gewölbten Drähte zum Teil entspannt werden.

Die Durchführung der Versuche hat gezeigt, dass nur durch eine aussergewöhnlich grosse Sorgfalt unerwartete und zum Teil widersprüchliche Ergebnisse in den Steifigkeiten vermieden werden können. Schon eine leichte Entlastung der Drähte aufgrund nicht fest angezogenen Verbindungsschrauben oder ein Gleiten entlang der Drähte kann zu einem deutlichen Abfall der Steifigkeit führen.

Tab. 5: Einfluss einzelner Gestaltparameter auf die Steifigkeitskomponenten des Ringfixateurs.

Konfigurationsgröße	Symbol	Änderung	Steifigkeit					
			Axial	Torsion	Flex.- Ext.	Ab.- add.	AP- Scher	ML- Scher
Ringdurchmesser	d _R	(-)	+	+	+	++	++	+
Schanz-Schrauben-Durchmesser	d _{SS}	(+)	+	++	0	0	++	+
Anzahl der Schanz-Schrauben	n _{SS}	(+)	+	++	0	+	++	++
Anzahl der Kirschner-Drähte	n _D	(+)	+	++	+	++	-	++
Drahtdurchmesser	d _D	(+)	+	++	+	+	+	0
Drahtwerkstoff	d _W	Co-Cr --> Ti	-	-	+	+	-	0
Transportspindel		ohne --> mit	-	+	++	+	++	+
Verspannen der Ringebeinen		ohne --> mit	-	0	0	+	-	-
Weichteile		ohne --> mit	+	0	+	++	++	+

(-) Verkleinerung, (+) Erhöhung, - vermindert, 0 keine Änderung, +vergrößert, ++ stark vergrößert

Die qualitativen Einflüsse der untersuchten Konfigurationsgrößen auf die unterschiedlichen Steifigkeitskomponenten sind in Tab. 5 zusammengefasst. Eine Vergrößerung des Durchmessers oder eine Erhöhung der Anzahl der Schanz Schrauben bzw. der Kirschner Drähte besitzt eine ähnlich versteifende Wirkung. Es besteht also für den behandelnden Arzt die Möglichkeit, je nach Behandlungssituation den einen oder anderen Parameter zu ändern. Durch gezielte Variation mehrerer Parameter kann eine für die jeweilige Fraktursituation hinreichende Initialstabilität des Ilizarov Ringfixateurs erreicht werden.

MECHANISCHE RAHMENBEDINGUNGEN NACH ILIZAROV FIXATION IN VIVO

Ziel war die initialen interfragmentären Bewegungen bei komplexen Tibiafrakturen zu bestimmen und mit denjenigen während der Distraction und frühen Heilung zu vergleichen. Das so gewonnenen Wissen sollte mit demjenigen aus tierexperimentellen Untersuchungen einfacher Querfrakturen verglichen werden, um Rückschlüsse auf die Eignung der initialen Stabilität von Ilizarov-Hybrid Konstruktion während täglicher

Aktivitäten zu ziehen. Dabei zeigte sich, dass sowohl initial als auch im Verlauf der Heilung weitaus grössere Bewegungen auftraten, als die in tierexperimentellen Untersuchungen als “optimal” beschriebenen. Darüber hinaus zeigte sich für die Ilizarov-Hybrid Konstruktionen ein ausgeprägter Anteil an Scherbewegungen. Auch wenn sowohl Bewegungsausmass als auch Orientierung nicht grundsätzlich als “optimal” anzusehen sind, zeigte sich in der Mehrheit der 11 beobachteten Patienten trotz komplexer Fraktursituation eine knöcherne Konsolidierung. In sofern ist fraglich, ob die aus tierexperimentellen Untersuchungen bisher abgeleiteten “optimalen” mechanischen Rahmenbedingungen auf die klinische Situation einer komplexen Fraktur direkt übertragbar sind. Auch wenn sich in der vorliegenden Arbeit gezeigt hat, dass es trotz komplexer Fraktursituation mit zum Teil ausgedehntem Weichteilschaden und grossen interfragmentären Bewegungen zur knöchernen Konsolidierung kommt, erschien die Osteosynthese mit Ilizarov Konstruktionen grundsätzlich nicht zu steif.

Um reproduzierbare Messungen der Frakturspaltbewegungen zu erlauben, wurde ein Versuchsaufbau gewählt, bei dem Frakturspaltbewegungen mittels reflektierenden Markern und Infrarotkameras ermittelt wurden. Im Gegensatz zu früheren Patientenmessungen (Claes, 1991; Gardner *et al.*, 1996) erlaubte dieser Aufbau die freie Beweglichkeit des Patienten. Weder ein elektrisches Kabel noch irgendeine andere Vorrichtung beeinflusste den Patienten in seiner gewohnten Aktivitäten. Der gewählte Aufbau sollte daher erlauben, die Bewegungen im Frakturspalt während der regulären Aktivitäten der Patienten wiederzugeben.

Die Genauigkeit des optischen Systems wurde zuvor durch einen *in vitro* Test festgestellt (Duda *et al.*, 2000). Es wurde bestätigt, dass die Genauigkeit des dreidimensionalen Systems bei jeder einzelnen Patientenmessung innerhalb des kalibrierten Volumens unter $\pm 0,025$ mm lag und somit vergleichbar zu derjenigen früherer Messungen war (Gardner *et al.*, 1996). Insgesamt wurde das optische System als ausreichend genau erachtet, um die Charakteristik interfragmentärer Bewegungen bei Patienten mit externen Fixateuren zu erfassen.

Die dreidimensionale Steifigkeit der Ilizarov Konstruktion wurde schon früher bei einer *in vitro* Untersuchung analysiert (Duda *et al.*, 1998a; Duda *et al.*, 2001). Dabei zeigte sich, dass die Steifigkeit der in unserer Klinik montierten Ilizarov Konstruktionen vergleichbar ist mit Literaturdaten über Ilizarov Konstruktionen (Gasser *et al.*, 1990; Schneider *et al.*, 1992; Podolsky and Chao, 1993). Daraus wurde gefolgert, dass die Ilizarov Konstruktionen der 11 untersuchten Patienten nicht per se besonders geringe Steifigkeiten aufwiesen. Die gewählten Konstruktionen waren mit gängigen Montagen anderer Kliniken vergleichbar (Ilizarov, 1989; Hoffmann *et al.*, 1991; Raschke *et al.*, 1995). Insgesamt wurden der

technische Aufbau und die klinische Situation als angemessen erachtet, um die interfragmentären Bewegungen bei Patienten mit komplexen Tibiafrakturen zu erfassen. Diese Untersuchung ist die erste, die interfragmentäre Bewegungen während täglicher Aktivitäten nach Versorgung komplexer Fraktursituationen berichtet.

Obwohl die individuelle Situation der Patienten deutlich unterschiedlich ausfiel (Tab. 4), waren die Bodenreaktionskräfte der verletzten Extremität während der initialen Messungen grundsätzlich vergleichbar (Abb. 29). Die grössten Belastungen zeigten sich beim langsamen Laufen. Durchweg geringe Unterschiede zeigten sich zwischen den Bodenreaktionskräften in Ruhe und in der Ko-Kontraktion. Demgegenüber fiel die interfragmentäre Bewegung bei Ko-Kontraktion deutlich grösser als diejenige in Ruhe aus ($p < 0,05$; Mann-Whitney). Das Ausmass der Frakturspaltbewegungen während der Ko-Kontraktion illustrieren die Bedeutung der Muskeln für die mechanischen Rahmenbedingungen der Frakturheilung. Einfache Ko-Kontraktion der Mm. gastrocnemii führte zu maximalen Bewegungen im Frakturspalt (Abb. 30). Obwohl höchstens eine Teilbelastung der verletzten Extremität vorlag, traten an der Fraktur maximale Dehnungen auf. Demgegenüber waren die interfragmentären Bewegungen beim langsamen Laufen sogar reduziert. Verglichen mit Aufstehen und Gehen zeigt die Übung Ko-Kontraktion auf drastische Weise die vorhandene Instabilität. Auch wenn im Konzept der "Teilbelastung" die Aktivitäten Aufstehen und Gehen als weitaus kritischer angesehen werden, zeigen die vorliegenden Messungen die aussergewöhnliche Bedeutung der rein muskulären Aktivitäten, wie sie vom Patienten schon frühzeitig im Krankbett ausgeführt werden. Eine übermässige Beanspruchung der Frakturzone kann somit schon vor der eigentlichen Teilbelastung der Extremität auftreten.

Bei der gegenwärtigen Untersuchung waren die anfänglichen axialen Bewegungen im Bereich zwischen 1 bis 1,5 mm. Diese Werte sind mit denjenigen aus früheren Untersuchungen vergleichbar: Bei einfachen Querfrakturen überwog die axiale Kompression mit Amplituden von 0,5 bis 1 mm (Kenwright and Gardner, 1998). Eine weitere Studie berichtet axiale Bewegungen bei einer Gruppe von 100 Patienten von bis zu 1,5 mm initial (Claes, 1991). In tierexperimentellen Untersuchungen zeigten Axialbewegungen zwischen 0,2 und 1,0 mm eine Beschleunigung der Frakturheilung (Goodship *et al.*, 1988; Claes *et al.*, 1995).

Im Gegensatz zu den genannten Untersuchungen jedoch übertraf der Betrag der initialen Scherbewegung bei fast allen Aktivitäten denjenigen der axialen Kompression ($p < 0,007$, T-Test; Abb. 30). In der gegenwärtigen Untersuchung komplexer Frakturen erschien die Scherbewegung als der dominierende Faktor und kennzeichnete das mechanische Umfeld an der Frakturzone. In früheren Studien wurde der Scherbewegung im Vergleich zur

axialen Kompression eine geringer Bedeutung beigemessen (Kenwright and Gardner, 1998).

Zweites Ziel der Untersuchung war die Dokumentation der interfragmentären Bewegung während der Distraction und frühen Heilungsphase. Bei zwei Patienten wurde die Vollbelastung während der Beobachtungszeit erreicht (Patienten 3 und 5), während die Bodenreaktionskraft bei zwei weiteren Patienten auf dem postoperativen Niveau stagnierte. Bei Patient 1 konnte während des Beobachtungszeitraums radiologisch keine knöcherne Konsolidierung festgestellt werden. Bei Patient 7 wurde radiologisch ca. 84 Tage postoperativ die Lockerung einer Schanz Schraube diagnostiziert. Bei Patient 1 blieb die Frakturspaltbewegung während des Beobachtungszeitraums klein, während die Frakturspaltbewegung bei Patient 7 bedingt durch die Lockerung drastisch zunahm.

Aus den Ergebnissen der Messungen des Ausdrehmoments bei drei Patienten zum Zeitpunkt der Demontage des Fixateurs konnte geschlossen werden, dass die zur Messung benutzten Schanz Schrauben nicht gelockert waren und die ermittelten interfragmentären Bewegungen somit die Bewegungen der knöchernen Fragmente widerspiegeln. Die Ausdrehmomente waren mit Literaturangaben unbeschichteter Schanz Schrauben vergleichbar (Magyar *et al.*, 1997; Moroni *et al.*, 1998). Bedingt durch die Einbindung in den klinischen Alltag konnte bei allen anderen Patienten der Sitz der zur Messung benutzten Schanz Schraube nur manuell geprüft werden. Unter diesen Bedingungen zeigte keine der zur Messung benutzten Schanz Schrauben Zeichen einer Lockerung. Wenn jedoch andere als die zur Messung benutzten Schrauben lockerten (Patient 7), nahm die Frakturspaltbewegung drastisch zu.

Abschliessend sollten Rückschlüsse auf die Eignung der initialen Stabilität der Ilizarov Konstruktionen bei unterschiedlichen Aktivitäten der Patienten gezogen werden. Experimentelle Untersuchungen deuten an, dass zu grosse interfragmentäre Bewegung eine übermässige Beanspruchung des Kallusgewebes bewirken (Claes *et al.*, 1998) und moderate Beanspruchung zu einer Beschleunigung der knöchernen Heilung führen kann (Gardner *et al.*, 1998). Die interfragmentären Bewegungen, die in der vorliegenden Studie auftraten, führten zu Dehnungen von bis zu 161%. Bei dem Patienten mit verzögerter Heilung und dem Patienten mit Lockerung der Schanz Schrauben traten eher geringe Dehnungen auf (22%, bzw. 21%). Bei Patienten, die während des Beobachtungszeitraums wieder Vollbelastung erreichten, traten deutlich höhere interfragmentäre Dehnungen auf (43 – 123%). Ausgehend vom Ausmass der gemessenen interfragmentären Bewegungen kann gefolgert werden, dass Osteosynthesen komplexer Frakturen durch eine Ilizarov-Hybrid Konstruktion sicher nicht zu steif ausfallen. Falls intraoperativ möglich, sollte eher eine zusätzliche Versteifung der Grundkonfiguration erwogen werden.

Auch wenn der Ermittlung der Steifigkeit bisher eine ausserordentliche Bedeutung in der Abschätzung der Qualität einer Versorgung zukam, illustriert die vorliegende Untersuchung die Bedeutung der muskuloskelettalen Belastung der Frakturzone. Wenn die Messungen der Bodenreaktionskräfte als Mass genommen werden, lassen sich die in der kleinen Gruppe von 11 Patienten aufgetretenen verzögerten Heilungen auf eine Lockerung der Fixation und eher auf eine Unter- als auf eine Überlastung der verletzten Extremität zurück führen.

Schlussfolgerungen

Die Beanspruchung des intakten Knochens ist nur dann mit derjenigen *in vivo* vergleichbar, wenn eine annähernd physiologische Belastung des Knochens simuliert wird. Um die Funktionalität eines Implantats möglichst vollständig zu beschreiben, sollte daher neben der Prüfung der Dauerfestigkeit und der Ermittlungen der Steifigkeit *in vitro* eine präklinische Testung einer Osteosynthese auch eine Analyse der Lastübertragung vom Implantat zum Knochen unter annähernd physiologischen Bedingungen umfassen.

MECHANISCHE RAHMENBEDINGUNGEN NACH UNAUFGEBOHRTER MARKNAGELUNG

Intramedulläre Nagelung einer frakturierten Tibia führte ungeachtet von der Lage des Defektes zu einer beachtlichen Entlastung weiter Regionen des Knochens. Verglichen mit der intakten Situation erfahren auch frakturferne Regionen eine veränderte mechanischen Beanspruchung. Bei Patienten mit Osteoporose oder anderweitig reduzierter Knochenmasse, könnte langfristige mechanische Entlastung zu einer weiteren Schwächung des Knochens führen. Insbesondere bei diesen Patienten sollte eine möglichst frühe Mobilisierung der Patienten helfen, dieses mechanische Problem zu überwinden (Krettek *et al.*, 1994; Haas *et al.*, 1995; Turner *et al.*, 1997).

Die grosse interfragmentäre Scherung und fehlende Kompression, die bei distalen Defekten beobachtet wurde, liefert eine biomechanische Erklärung für das in der Klinik beobachtete Versagen eines Teils der unaufgebohrten Marknagelung distaler Schaftfrakturen. Aus biomechanischer Sicht sollte die Behandlung distaler Schaftfrakturen durch unaufgebohrte Marknagelung ohne zusätzliche knöcherne Abstützung (z.B. Stabilisierung der Fibula) zurückhaltend eingesetzt werden.

MECHANISCHE RAHMENBEDINGUNGEN NACH STABILISIERUNG MIT INTERNEM FIXATEUR

Die winkelstabile Fixation bei einem wenig invasiven Stabilisierungssystem beruht auf dem Konzept biologische Osteosynthese, bei dem die Frakturzone unangetastet bleibt. Das Implantat überbrückt lediglich den Bereich der Fraktur und stabilisiert die Fragmente. Die

in dieser Studie dargelegten Ergebnisse weisen darauf hin, dass das Konzept “biological plating” neben seinen biologischen Vorteilen mechanischen Begrenzungen unterliegt.

Die Ergebnisse dieser Studie zeigen, dass die mechanischen Bedingungen für das neue winkelstabile Verfahren im metaphysären Bereich der proximalen Tibia vorteilhaft ist. Dagegen sollte das Verfahren bei Defekten im proximalen Bereich des Tibiaschaftes ohne knöcherne Abstützung zurückhaltend eingesetzt werden. In allen Fällen sollte der Einfluss der Arbeitslänge berücksichtigt werden, um die Beanspruchung des Implantats innerhalb sicherer Grenzen zu halten.

Das Konzept einer kombinierten *in vitro* Analyse der Steifigkeit und Finite Elemente Analyse der angenähert physiologischer Belastung erlaubte mechanische Limitationen aufzuzeigen, die sich in *in vitro* Untersuchungen allein nicht dargestellt hätten. Durch dieses kombinierte Vorgehen lassen sich schon im Vorfeld eines breiten klinischen Einsatzes Grenzindikationen aufzeigen. Das Wissen um die Limitationen eines neuen Verfahrens ist sowohl für den Hersteller als auch den Kliniker von ausserordentlicher Bedeutung, da nur so das Risiko des Implantatversagens während der Einführung eines neuen Verfahrens minimiert werden kann.

MECHANISCHE RAHMENBEDINGUNGEN NACH ILIZAROV FIXATION IN VITRO

Für den klinischen Einsatz ergeben sich aus den durchgeführten Untersuchungen die Schlussfolgerung, dass zusätzliche Schanz Schrauben ähnlich wie zusätzliche Drähte die Fixationssteifigkeit erhöhen. Bei verhältnismässig steifen Fixateurkonfigurationen, beispielsweise bei Verwendung von dicken Schanz Schrauben (\varnothing 6 mm), sind Kirschner Drähte mit grösserem Durchmesser zusätzlichen Kirschner Drähten zu bevorzugen. Damit kann die Steifigkeit deutlich erhöht werden ohne neuro-vaskuläre Strukturen zusätzlich zu gefährden. Grössere Durchmesser der Schanz Schrauben und der Kirschner Drähte erhöhen die Steifigkeit in gleichem Masse. Durch Minimierung des ventralen Abstandes zwischen Ring und Tibiakante kommt es zu einer exzentrischen Lagerung der Knochenfragmente mit der damit verbundenen Erhöhung der axialen Drucksteifigkeit (Fleming *et al.*, 1989; Podolsky and Chao, 1993). Die übrigen Steifigkeitskomponenten nehmen zu. Titan Drähte verringern die Fixationssteifigkeit gegenüber Cobalt-Chrom Drähten. Die Drahtspannung und sämtliche Schraubenverbindungen sollten regelmässig kontrolliert werden, da eventuell auftretende Lockerungen der Verbindungsschrauben zu Relativbewegungen innerhalb des Fixateurs, zu einem drastischen Abfall der Steifigkeit und langfristig zu Fehlstellungen führen können.

MECHANISCHE RAHMENBEDINGUNGEN NACH ILIZAROV FIXATION IN VIVO

Insgesamt erlaubte die in dieser Studie verwendete Methode einen Einblick in die mechanischen Rahmenbedingungen des Heilungsprozesses komplexer Frakturen. Die Methode gestattet die äusserst unterschiedlichen klinischen Situationen an Hand mechanischer Parameter zu vergleichen. Die Messung von Bodenreaktionskraft und interfragmentärer Bewegung ermöglicht es, mechanische Ursachen für eine Verzögerung der Heilung zu identifizieren. Bei Patient 1, der kleine Spaltbewegungen aufwies, hätten sowohl interfragmentäre Spannungen und Bodenreaktionskräfte sowie eine forschere Belastung der Extremität möglicherweise eine knöcherne Überbrückung ermöglicht. Die Schraubenlockerung, die radiologisch am 84. postoperativen Tag diagnostiziert wurde (Patient 7), war aus den interfragmentären Bewegungen schon nach 21 Tagen ablesbar. Insbesondere eine gesteigerte Scherbewegung bei konstanter Bodenreaktionskraft kann als Indiz für eine frühe Lockerung angesehen werden.

Da die Scherbewegungen verglichen mit der axialen Kompression ausgeprägter ausfielen, scheinen sie geeignet, um a) Überbelastung des Knochenregenerates, b) frühe Lockerungen der Konstruktion oder c) den Fortschritt der Heilung zu dokumentieren. Die dargestellte Technik eignet sich aufgrund ihrer Komplexität derzeit nicht für einen breiteren klinischen Gebrauch und wird auf die Anwendung bei ausgewählten, komplexen Fraktursituationen beschränkt bleiben.

Die vorliegende Studie beschränkt sich auf nur wenige Fälle. Weitere Daten müssen gesammelt werden, bevor allgemeine Rückschlüsse auf "optimale" mechanische Rahmenbedingungen bei komplexen Tibiafrakturen gezogen werden können. Trotzdem geben die gegenwärtigen Daten einen ersten Eindruck über die mechanischen Rahmenbedingungen unter einem derzeit gängigen und klinisch erprobten Fixationsverfahren (Ilizarov, 1989; Hoffmann *et al.*, 1991; Raschke *et al.*, 1995). Die Daten, die in dieser Studie dargestellt wurden, legen nahe, dass es einen direkten Zusammenhang zwischen der Grösse der interfragmentären Bewegung, der Belastung der Extremität (Bodenreaktionskraft) und der muskuloskelettalen Beanspruchung gibt. Es wurde gezeigt, dass Wissen über die mechanischen Rahmenbedingungen hilfreich bei der Diagnose verzögerte Heilungen oder frühzeitiger Lockerung ist. In diesem Zusammenhang waren die Messungen der interfragmentären Bewegung neben klinischer und radiologischer Diagnostik eine zusätzliche Hilfe, um den Heilungsfortschritt beurteilen zu können. Langfristig können diese Erkenntnisse helfen, die mechanischen Rahmenbedingungen der Frakturheilung bei komplexen Tibiafrakturen zu optimieren.

6 Muskuloskelettale Belastung und Frakturheilung

Es wird allgemein anerkannt, dass die mechanischen Bedingungen, unter denen die Frakturheilung statt findet, einen wesentlichen Einfluss auf den Heilungsverlauf haben (Claes *et al.*, 1997; Goodship *et al.*, 1998). Wesentliche das Ergebnis beeinflussende Parameter sind neben der Durchblutungssituation und systemischen Faktoren auch die mechanische Belastung, die Spaltweite und die relativen Bewegungen zwischen den Fragmentenden (Haas, 1983). Das in dieser Arbeit vorgestellte Verständnis der muskuloskelettalen Interaktion zeigt die herausragende Bedeutung der muskulären und ligamentären Strukturen für die mechanische Belastung eines Knochens. In diesem Zusammenhang konnte für verschiedene Implantate die Abhängigkeit der mechanischen Bedingungen der Heilung von der jeweiligen Lokalisation der Fraktur aufgezeigt werden. Darüber hinaus beeinflussen Frakturtyp und Ausmass des Weichteilschadens wesentlich die Startbedingungen der Frakturheilung. In der vorliegenden Arbeit konnte dies sowohl durch Modellrechnungen (Nagel und interne Fixation) als auch durch Messungen der Frakturspaltbewegung in vivo (externe Fixation) dargestellt werden.

Steifigkeit von Osteosynthesen

Als Indiz für die mechanische Eignung wird, neben dem klinischen Ergebnis, häufig die Steifigkeit einer Osteosynthese anerkannt. Während jedoch klinische Ergebnisse relativ eindeutige Aussagen über die Praktikabilität und den Erfolg eines Implantates zulassen, ermöglichen Steifigkeitsuntersuchungen lediglich einen Vergleich zwischen klinisch bekannten und neuen Systemen. Aussagen zu einer für den klinischen Einsatz “hinreichenden” oder “richtigen” Steifigkeit sind nicht möglich (Duda *et al.*, 1998). Zwar liegen Erkenntnisse über “optimale” mechanische Bedingungen für die Frakturheilung im Tier vor (Augat *et al.*, 1998; Goodship *et al.*, 1998). Entsprechende Informationen sind jedoch nur bedingt für Patienten verfügbar (Yamagishi and Yoshimura, 1955). Alleine die Frage, welchen mechanischen Bedingungen Frakturen im klinischen Alltag ausgesetzt sind, ist bisher nur für wenige klinisch relativ unproblematische Fälle dargestellt worden (einfache, abgestützte Querfrakturen; Cunningham *et al.*, 1989). Über die mechanischen Bedingungen komplexer Frakturen mit Defektstrecken ist wenig bekannt (Hoffmann *et al.*, 2000). Insbesondere jedoch in den Fällen, in denen sich die Heilung problematisch darstellt, wäre Wissen um die mechanische Stabilität und deren Veränderung während der

Heilung eine wesentliche Hilfe bei der Beurteilung der Osteosynthese und des Heilungsfortschritts.

Die vorliegende Arbeit berichtet über die Relativbewegungen zwischen Fragmenten in einigen Patienten nach Stabilisierung komplexer Fraktur- oder Defektsituationen. Dabei zeigt sich ein relativ großes Ausmass an Bewegung zwischen den Fragmentenden. Die aufgrund der fehlenden Abstützung erwartete grosse Axialbewegung blieb dank einer hinreichend stabilisierenden Wirkung der Fixation aus. In ihrem Ausmass entsprach die Axialbewegung somit derjenigen aus Messungen an einfachen, abgestützten Frakturen (Kenwright and Gardner, 1998) als auch den als “optimal” bezeichneten Bewegungen in tierexperimentellen Untersuchungen (Claes *et al.*, 1997). Im Gegensatz zu den abgestützten, einfachen Querfrakturen und den Osteotomien in tierexperimentellen Arbeiten zeigte sich jedoch ein erhebliches Ausmass an Scherung. Die Bedeutung der Scherung für den Heilungsfortschritt wird kontrovers diskutiert (Park *et al.*, 1998). Bedingt durch die kleine Fallzahl und die individuelle Fraktursituation in der Gruppe der untersuchten Patienten lassen die Ergebnisse der initialen Scherinstabilität der Osteosynthese keine allgemeingültigen Rückschlüsse auf den Heilungsfortschritt zu. Dennoch zeigt sich, dass eine Abnahme der Bewegung – insbesondere der Scherung - während der Heilung als Indiz für eine fortschreitende knöcherne Konsolidierung genommen werden kann. Als direkte Konsequenz aus den aufgeführten Untersuchungen wird in Ergänzung zur klinischen und radiologischen Diagnostik in der Klinik für Unfall- und Wiederherstellungschirurgie nunmehr auch das Ausmass der Spaltbewegungen zur Beurteilung des Heilungsfortschritts bei Patienten mit ausgedehnten Defektsituationen hinzugezogen.

In der Gruppe der untersuchten Patienten kamen einige zu einer – für diese Umstände – problemlosen Heilung während sich die Heilung in anderen Fällen verzögerte. Die Ursachen für eine verzögerte Heilung können vielfältiger Natur sein. Aktuelle Untersuchungen zeigen, dass durch zusätzlich stimulierende Behandlungen – zum Beispiel durch systemische oder lokale Applikation von Wachstumsfaktoren – eine Beschleunigung der Heilung bewirkt werden kann (Raschke *et al.*, 1999). Der Vergleich von radiologischem Heilungsverlauf und Belastung der verletzten Extremität zeigt jedoch, dass Patienten mit einer verzögerten Heilung zum Teil schon initial deutlich weniger die Extremität belastet haben. In einigen Fällen kam es trotz der geringen Belastung zu einem erheblichen Ausmass an Frakturspaltbewegungen (Hoffmann *et al.*, 2000). In diesen Fällen hätte eine steifere Osteosynthese den zum Teil erheblich vorgeschädigten Knochen bei der Heilung wahrscheinlich zusätzlich unterstützen können. Der Ansatz einer möglichst “biologischen” Osteosynthese mit minimalen Zugängen darf nicht die notwendige mechanische Stabilisierung unbeachtet lassen. Gerade bei starker Schädigung der

Weichteile kommt es mangels Koordination der Muskelgruppen zu erheblichen Scherbelastungen im Defekt. In solchen Fällen ist eine höhere Stabilität der Osteosynthesen eine essentielle Voraussetzung für eine möglichst zügige Heilung.

In der Mehrzahl der Versorgungen von Frakturen langer Röhrenknochen kommt es jedoch zu einem schnellen und unkomplizierten Ausheilen. In diesen Fällen dominieren die Effekte der biologischen Osteosynthese (Baumgaertel *et al.*, 1994). Dennoch ist für die Indikationsstellung neuer Osteosynthesen neben Messungen der Steifigkeit *in vitro* auch Wissen um deren Verhalten unter physiologischen Belastungen wichtig. Für die Marknagelung und interne Fixation wurde in der vorliegenden Arbeit exemplarisch dargestellt, wie sich Steifigkeitsuntersuchungen durch Analysen der wirkenden Beanspruchungen bei unterschiedlichen Frakturlokalisationen ergänzen lassen. Mit Hilfe des Wissens um die lokal wirkenden Belastungen lassen sich Rückschlüsse auf die mechanischen Bedingungen in Knochen, Implantat und Defektzone ziehen. Indikationen für den Einsatz der Implantate lassen sich präzisieren (z.B. zusätzliche Stabilisierung distaler Schaftfrakturen nach Marknagelung) und letztlich die Anzahl mechanisch motivierter Komplikationen der Heilung minimieren. Durch die Kopplung von experimentellem Wissen der Steifigkeit einerseits und wirkender Belastung andererseits ist somit erstmals ein Rückschluss auf die tatsächlich benötigte Stabilität für die jeweilige Fraktursituation möglich. Die so eingesetzten Implantate werden den wirkenden Belastungen gerecht und erlauben Beanspruchungen in der Frakturzone, die die Heilung zusätzlich unterstützen. Langfristig wird das Wissen um die *in vivo* wirkenden Belastungen mit prä-operativen Planungshilfen verbunden werden, die die beanspruchungsgerechte Versorgung von Verletzungen, Umstellungen und Korrekturen des Bewegungsapparates ermöglichen. In Kombination mit Navigation und Robotik wird das Wissen um die während der Rehabilitation wirkenden Belastungen zu besseren Repositionsergebnissen und schnelleren Heilungsverläufen führen.

Belastung von Frakturen - Teilbelastung

Die in der vorliegenden Arbeit an den Patienten gemessenen inter-fragmentären Bewegungen waren schon bei einfachen Aktivitäten überraschend gross. So konnten in allen Patienten bei der Ko-Kontraktion der Unterschenkelmuskulatur Bewegungen im Frakturspalt erreicht werden, die mit denen während des Laufens vergleichbar waren. Aus diesem Ergebnis ergeben sich zwei wesentlich Ansätze: Zum einen kommt es durch Muskelkontraktionen schon bei einfachen Aktivitäten zu erheblichen Belastungen des Knochens. Diese Beobachtung entspricht derjenigen anderer Arbeitsgruppen, die auch im Liegen oder bei einfachen Aktivitäten über große Belastungen im Hüftgelenk (Bergmann *et al.*, 1993), im Femur während der Frakturheilung (Schneider *et al.*, 1990), in

Tumorprothesen (Taylor *et al.*, 1997) oder in internen Fixateuren der Wirbelsäule (Rohlmann *et al.*, 1999) berichtet haben. Die grossen Belastungen lassen sich ausschliesslich durch die wirkenden Muskelkräfte erklären (Duda *et al.*, 1997). Die zweite, wesentliche Erkenntnis aus den Messungen der Frakturspaltbewegungen ist, dass eine Entlastung der Extremität (Teilbelastung) nicht notwendigerweise zu einer Entlastung der Fraktur führt. Das Konzept der Teilbelastung einer verletzten Extremität ist eine relativ weit verbreitete Behandlungsmethode, mit der eine Überlastung der Extremität während der Heilung vermieden werden soll (Perren and Matter, 1996). Bei minimaler Belastung des Beins, die durch Messungen der Bodenreaktionskräfte dokumentiert wurde, kam es in der vorliegenden Untersuchung jedoch zu einer erheblichen Beanspruchung der Frakturzone in Abhängigkeit vom Aktivitätsgrad der Muskeln.

Eine Minderbelastung der Extremität durch weniger starkes Auftreten führt demnach nicht notgedrungen zu einer wirklichen Entlastung der Frakturzone – wie am Beispiel der Kontraktion bei Patienten mit Ringfixateur gezeigt werden konnte. So können selbst im Liegen erhebliche Mehrbelastungen auf die Frakturzone wirken, wenn die vollführten Bewegungen muskulär nicht hinreichend ausgeglichen sind. Insbesondere durch Schädigungen der Weichteile wird eine ausgeglichene Muskelaktivität in der ersten Phase der Heilung nur bedingt möglich sein. Teilbelastung verhindert somit nicht notwendigerweise die für die Heilung schädlichen Extremlastungen. Vielmehr kann beim Trainieren der Teilbelastung durch gezielten Muskeleinsatz (z.B. 10kg, 15kg, 20kg u.s.w.) das Auftreten von Spitzenbelastungen nicht ausgeschlossen werden. Grundsätzlich führt das Training der Teilbelastung jedoch zu einer besseren Koordination der Muskelaktivität und gibt dem Patienten ein besonderes Bewußtsein für die tägliche Aktivitäten (z.B. Gehen und Treppe Steigen). Das Risiko der Extremlastung durch zum Beispiel Stolpern kann damit sicher minimiert werden.

Während Laufen Belastungen bis zum 2.4-fachen Körpergewicht produzierte, konnten beim Stolpern Hüftkontaktkräfte von bis zum 8.7-fachen Körpergewicht dokumentiert werden. In weiteren Versuchen konnte ein Stolpern nicht provoziert werden (Bergmann *et al.*, 2001). Beim Stolpern wird die sonst ausgeglichene Aktivierung von Muskeln mit einer weitestgehend optimalen Belastung der muskuloskelettalen Strukturen ausgesetzt. Es kommt zu einer erheblichen Belastung durch die weitestgehend vollständige Kontraktion der Muskulatur, um das betroffene Gelenk zu stabilisieren. Gestützt auf diese Beobachtungen und die eigenen Messungen während der Frakturheilung lässt sich vermuten, dass bei nicht ausgeglichenen Muskelaktivitäten erhebliche Belastungen auftreten können. Behandlungskonzepte wie das der Teilbelastung können helfen, ein zu häufiges Stolpern oder unachtsames Belasten der verletzten Extremität zu verhindern. Vor diesem Hintergrund hat das Konzept der Teilbelastung auch seine besondere klinische

Bedeutung.

Muskuloskelettale Belastung

Die Ergebnisse aus den Analysen der muskuloskelettalen Belastungen lassen sich weitestgehend mit den Erkenntnissen von Pauwels vergleichen (Pauwels, 1951). Nach Pauwels gleicht der Muskelzug die Belastung des Körpergewichts aus und führt zu einer axialen Kompression des Knochens. Biegung wird durch die Zuggurtung der Muskeln weitestgehend reduziert. Die Erkenntnisse der vorliegenden Arbeit erlauben jedoch die Aussagen von Pauwels derart zu erweitern, dass nicht nur der Gewichtskraftanteil sondern auch jegliche andere Belastung (dynamische Kräfte, Beschleunigungslasten) durch muskuläre Kompensation in eine für die Knochen optimale Belastung überführt werden kann. Die bevorzugte Belastung des Röhrenknochens ist seine Kompression, die von Biegung, Torsion und Scherkräften überlagert werden kann. Pauwels ging von deutlich größeren Biegemomenten, insbesondere im distalen Femur, aus (Duda *et al.*, 1997). Richtung und Betrag der von Pauwels berechneten Hüftkontaktkraft stimmt dagegen überraschend gut mit derjenigen aus in vivo Messungen überein (Bergmann *et al.*, 1993).

Entsprechend dem Verständnis von Pauwels – Muskeln balancieren das Körpergewicht – ist die maximal kritische Belastung für die knöchernen Strukturen der Einbeinstand. Dem entgegen zeigen sowohl die dargestellten in vivo Messungen (Hoffmann *et al.*, 2000) als auch die Berechnungen, dass kritisch hohe Beanspruchungen durch muskuläre Kontraktion entstehen. Insbesondere nicht ausgeglichene muskuläre Aktivität, wie sie beim Stolpern entsteht, führt zu extremen Belastungen (Bergmann *et al.*, 2001). Reguläre muskuläre Aktivität kann Beanspruchungen zum Beispiel in einer Frakturzone erzeugen, die mit derjenigen während des Gehens oder Aufstehens vergleichbar ist. Nach Pauwels führt die Zuggurtung der Muskeln (z.B. des iliotibialen Seitenbandes) zur Ausprägung einer Zug- und Druckseite des Knochens. Die vorliegenden Analysen der muskuloskelettalen Interaktion deuten jedoch an, dass sich grundsätzlich Zug- und Druckseite abwechseln und es zu einer Biegewechselbelastung des Knochens kommen kann (Duda *et al.*, 1998). Die Montage einer Plattenosteosynthese auf der sogenannten “Zugseite” des Knochens entspricht somit der klinischen Erfahrung und dem Bild von Pauwels. Von einer ausschließlichen Belastung des Implantats durch Zugkräfte kann jedoch nicht ausgegangen werden.

Ausblick: Beanspruchungsgerechte Osteosynthese

Trotz umfangreicher präoperativer Planung und Rekonstruktion kann es insbesondere bei Frakturen der proximalen Tibia zu verbleibenden Stufen in den Gelenkflächen oder

Abweichungen in den Gelenkachsen kommen. Verlangsamte Heilung bis hin zur Pseudarthrose und posttraumatische Arthrose mit der Notwendigkeit einer Arthrodeese oder Implantation einer Gelenkendoprothese sind bei gelenknahen Frakturen mögliche Komplikationen.

Hypothese für weitere Untersuchungen auf dem mit dieser Arbeit umrissenen Gebiet ist, daß durch die Kombination von klinischer Erfahrung, gängiger Röntgendiagnostik, in vitro Testung und computergestützter Osteosyntheseplanung das Risiko einer initialen Fehlstellung oder späten Komplikation deutlich verringert und somit das klinische Ergebnis insbesondere elektiver Eingriffe verbessert werden kann. Ziel ist unter anderem die Entwicklung einer Planungshilfe zur beanspruchungsgerechten Osteosynthese komplexer, gelenkinvolvierender Frakturen unter Berücksichtigung der patientenspezifischen Fraktursituation und Anatomie, des initialen Setzverhaltens der Fixation im Knochen und der tatsächlich benötigten Fixationssteifigkeit. Bestehende Analyseverfahren zur Ermittlung muskuloskelettaler Belastungen sollen derart ergänzt werden, daß nach Importieren der patientenspezifischen Bilddaten die individuelle, beanspruchungsgerechte Operationsplanung durch den behandelnden Operateur erfolgen kann. Basis für die computergestützte Osteosyntheseplanung sind in vitro Studien zur Steifigkeit unterschiedlicher Osteosynsetechniken, Analysen des Setzverhaltens der Knochen-Implantat-Lager und muskuloskelettale Belastungen aus in vivo Messungen. Langfristig werden prä-operative Planungshilfen, die auch die physiologische Belastung des Bewegungsapparates beinhalten mit Navigations- und Robotersystemen gekoppelt werden, um so nicht nur initial sondern auch unter Belastung eine möglichst genaue Reposition der Fragmente zu erreichen.

Eine umfangreiche 3D präoperative Planung und das Wissen um die jeweils erreichbare Stabilität der Osteosynthese soll die Rate an Fehlstellungen nach komplexen, gelenknahen Frakturen verringern, das Risiko einer posttraumatischen Arthrose vermindern und damit die sich anschließende Heilungs- und Behandlungszeiten reduzieren. Auf diese Weise kann das biomechanische Wissen um die wirkenden muskuloskelettalen Belastungen und Beanspruchungen direkt in den klinischen Alltag integriert werden.

7 Literaturverzeichnis

1. An, K. N., Berglund, L., Cooney, W. P. and Chao, E. Y. S. (1990) Direct in vivo tendon force measurement system. *J Biomech* **23**, 1269 - 71.
2. An, K. N., Kaufman, K. R. and Chao, E. Y. S. (1989) Physiological considerations of muscle force through the elbow joint. *J Biomech* **22**, 1249 - 56.
3. Andrews, J. G. (1974) Biomechanical analysis of human motion. *Kinesiology* **4**, 32 - 42.
4. Augat, P., Margevicius, K., Simon, J., Wolf, S., Suger, G. and Claes, L. (1998) Local tissue properties in bone healing: influence of size and stability of the osteotomy gap. *J Orthop Res* **16**, 475-81.
5. Baumgaertel, F., Perren, S. M. and Rahn, B. (1994) [Animal experiment studies of "biological" plate osteosynthesis of multi-fragment fractures of the femur]. *Unfallchirurg* **97**, 19-27.
6. Bergmann, G., Deuretzbacher, G., Heller, M., Graichen, F., Rohlmann, A., Strauss, M. and Duda, G. (2001) Hip contact forces and gait patterns from routine activities. *J Biomech* **34**, 859-71
7. Bergmann, G., Graichen, F. and Rohlmann, A. (1990) Instrumentation of a hip joint prosthesis. In *Implantable Telemetry in Orthopaedics* (Edited by Bergmann G., Graichen F., Rohlmann A.), pp. 35-63. Forschungsvermittlung der Freien Universität Berlin, Berlin.
8. Bergmann, G., Graichen, F. and Rohlmann, A. (1993) Hip joint loading during walking and running, measured in two patients. *J Biomech* **26**, 969 - 90.
9. Bergmann, G., Graichen, F., Siraky, J., Jendrzynski, H. and Rohlmann, A. (1988) Multichannel strain gauge telemetry for orthopaedic implants. *J Biomech* **21**, 169-76.
10. Blachut, P. A., O'Brien, P. J., Meek, R. N. and Broekhuysen, H. M. (1997) Interlocking intramedullary nailing with and without reaming for the treatment of closed fractures of the tibial shaft. A prospective, randomized study. *J Bone Joint Surg Am* **79**, 640-6.
11. Brand, R. A., Crowninshield, R. D., Wittstock, C. E., Pedersen, D. R., Clark, C. R.

- and van Krieken, F. M. (1982) A model of lower extremity muscular anatomy. *J Biomech Engng* **104**, 304 - 310.
12. Brand, R. A., Pedersen, D. R., Davy, D. T., Heiple, K. G. and Goldberg, V. M. (1989) Comparison of hip force calculations and measurements in the same patient. *Trans Orthop Res Soc* **1**, 96.
 13. Brand, R. A., Pedersen, D. R., Davy, D. T., Kotzar, G. M., Kingsbury, G. H. and Goldberg, V. M. (1994) Comparison of Hip Force Calculations and Measurements in the Same Patient. *J Arthroplasty* **9**, 45 - 51.
 14. Brand, R. A., Pedersen, D. R. and Friederich, J. A. (1986) The sensitivity of muscle force predictions to changes in physiological cross-sectional area. *J Biomech* **19**, 589 - 96.
 15. Brennwald, J. and Perren, S. M. (1974) In-vivo-Messungen der belastungsabhängigen Knochendehnung. *Helv Chir Acta* **41**, 455 - 57.
 16. Briggs, B. T. and Chao, E. Y. (1982) The mechanical performance of the standard Hoffmann-Vidal external fixation apparatus. *J Bone Joint Surg [Am]* **64**, 566-73.
 17. Burger, E. H. and Veldhuijzen, J. P. (1993) Influence of mechanical factors on bone formation, resorption and growth in vitro. In *Bone* (Edited by Hall B. K.), pp. 37-56. B. CRC Press, Boca Raton, Fl.
 18. Calhoun, J. H., Li, F., Ledbetter, B. R. and A., G. C. (1992) Biomechanics of the Ilizarov fixator for fracture fixation. *Clin Orthop* **280**, 15-22.
 19. Carlson, C. E., Mann, R. W. and Harris, W. H. (1974) A radio telemetry device for monitoring cartilage surface pressures in the human hip. *IEEE Trans Biomed Engn* **BME-2**, No. 4.
 20. Carter, D. R. and Hayes, W. C. (1976) Bone compressive strength: the influence of density and strain rate. *Science* **194**, 1174-6.
 21. Chao, E. Y. S. and Rim, K. (1973) Application of optimization principles in determining the applied moments in human leg joints during gait. *J Biomech* **6**, 497 - 510.
 22. Claes, L. (1991) Die Messung der Knochenheilung bei Fixateur-externe-Osteosynthesen mit dem Fraktometer FM 100. *Chirurgie* **62**, 354 - 5.
 23. Claes, L., Augat, P., Suger, G. and Wilke, H.-J. (1997) Influence of size and stability of the osteotomy gap on the success of fracture healing. *J Orthop Res* **15**, 577 - 84.
 24. Claes, L., Wilke, H.-J., Augat, P., Rübenacker, S. and Margevicius, K. J. (1995)

- Effect of dynamization on gap healing of diaphyseal fractures under external fixation. *Clin Biomech* **10**, 227 - 34.
25. Claes, L. E. and Heigele, C. A. (1999) Magnitudes of local stress and strain along bony surfaces predict the course and type of fracture healing. *J Biomech* **32**, 255 - 66.
 26. Claes, L. E., Heigele, C. A., Neidlinger-Wilke, C., Kaspar, D., Seidl, W., Margevicius, K. J. and Augat, P. (1998) Effects of mechanical factors on the fracture healing process. *Clin Orthop* **355 Suppl**, 132 - 47.
 27. Claudi, B. F. and Oedekoven, G. (1991) "Biologische" Osteosynthesen. *Chirurgie* **62**, 367 - 77.
 28. Cochran, G. V. B. (1972) Implantation of strain gauges of long bone in vivo. *J Biomech* **5**, 119 - 23.
 29. Collins, J. J. (1995) The redundant nature of locomotor optimization laws. *J Biomech* **28**, 251 - 67.
 30. Collins, J. J. and O'Connor, J. J. (1991) Muscle- ligament interactions at the knee during walking. *Proc Inst Mech Eng [H]*. **205**, 11 - 8.
 31. Cordey, J., Gautier, E., Sumner-Smith, G. and Perren, S. M. (1990) 'in-vivo' strain gauge technique in biomechanics. In *Implantable telemetry in orthopaedics* (Edited by Bergmann G., Graichen F., Rohlmann A.), pp. 3 - 10. Freie Universität Berlin, Berlin.
 32. Cowin, S. C. and Hart, R. T. (1985) Functional adaptation in long bones establishing in vivo values for surface remodelling rate coefficient. *J Biomech* **18**, 665 - 84.
 33. Cristofolini, L., Cappello, A., McNamara, B. P. and Viceconti, M. (1996) A minimal parametric model of the femur to describe axial elastic strain in response to loads. *Med Engn Physics* **18**, 502 - 14.
 34. Cristofolini, L., Viceconti, M., Toni, A. and Guinti, A. (1995) Influence of thigh muscles on the axial strain in a proximal femur during early stance in gait. *J Biomech* **28**, 617 - 24.
 35. Crowninshield, R. D. (1978) Use of optimization techniques to predict muscle forces. *J Biomech Engng* **100**, 88 - 92.
 36. Crowninshield, R. D., Brand, R. A., Johnston, R. C. and Milroy, J. C. (1980) An analysis of femoral component stem design in total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg [Am]* **62-A**, 68 - 78.
 37. Cunningham, J. L., Evans, M. and Kenwright, J. (1989) Measurement of fracture

- movement in patients treated with unilateral external skeletal fixation. *J Biomed Engn* **11**, 118-22.
38. Davy, D. T. and Audu, M. L. (1987) A dynamic optimization technique for predicting muscle forces in the swing phase of gait. *J Biomech* **20**, 187 - 201.
39. Davy, D. T., Kotzar, G. M., Brown, R. H., Goldberg, V. M., Heiple, K. G., Berilla, J. and Burstein, A. H. (1988) Telemetric force measurement across the hip after total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg [Am]*. **70-A**, 45 - 50.
40. Delprete, C. and Gola, M. M. (1993) Mechanical performance of external fixators with wires for the treatment of bone fractures--Part I: Load-displacement behavior. *J Biomech Engn* **115**, 29 - 36.
41. Delprete, C. and Gola, M. M. (1993) Mechanical performance of external fixators with wires for the treatment of bone fractures--Part II: Wire tension and slippage. *J Biomech Engn* **115**, 37 - 42.
42. Deuretzbacher, G. and Rehder, U. (1995) [A CAE (computer aided engineering) approach to dynamic whole body modeling--the forces in the lumbar spine in asymmetrical lifting]. *Biomed Tech (Berl)* **40**, 93 - 8.
43. Duda, G. N. (1996) Influence of muscle forces on the internal loading in the femur during gait. Dr.-Ing., Technische Universität Hamburg-Harburg, Hamburg.
44. Duda, G. N., Brand, D., Freitag, S., Lierse, W. and Schneider, E. (1996) Variability of femoral muscle attachments. *J Biomech* **29**, 1183 - 90.
45. Duda, G. N., Eckert-Huebner, K. and Claes, L. (1998) Analysis of inter-fragmentary movement as a function of musculoskeletal loading conditions in sheep. *J Biomech* **31**, 201 - 10.
46. Duda, G. N., Heller, M., Albinger, J., Schulz, O., Schneider, E. and Claes, L. (1998) Influence of muscle forces on femoral strain distribution. *J Biomech* **31**, 841 - 46.
47. Duda, G. N., Heller, M. and Claes, L. (1998) Influence of thigh muscle forces on femoral strain distribution. *Trans Orthop Res Soc.* New Orleans, 413.
48. Duda, G. N., Kassi, J.-P., Hoffmann, J. E., Riedt, R., Khodadadyan, C. and Raschke, M. (2000) Mechanisches Verhalten von Ilizarov-Ringfixateuren: Einfluß der Gestaltparameter auf die Steifigkeit und Konsequenzen für den klinischen Einsatz. *Unfallchirurg* **103**, 839 - 45.
49. Duda, G. N., Kirchner, H., Wilke, H.-J. and Claes, L. (1998) A method to determine the 3-D stiffness of fracture fixation devices and its application to predict inter-

- fragmentary movement. *J Biomech* **31**, 247 - 52.
50. Duda, G. N., Schneider, E. and Chao, E. Y. S. (1997) Internal forces and moments in the femur during walking. *J Biomech* **30**, 933 - 41.
51. Dürselen, L., Claes, L. and Kiefer, H. (1995) The influence of muscle forces and external loads on cruciate ligament strain. *Am J Sports Med* **23**, 129-36.
52. English, T. A. and Kilvington, M. (1979) In vivo records of hip loads using a femoral implant with telemetric output (A preliminary report). *J Biomed Engn* **1**, 111 - 15.
53. Evans, F. G. (1973) Mechanical Properties of Bone. Charles C. Thomas, Springfield, IL.
54. Finlay, J. B., Bourne, R. B. and McLean, J. (1982) A technique for the in vitro measurement of principal strains in the human tibia. *J Biomech* **15**, 723 - 9.
55. Fleming, B., Paley, D., Kristiansen, T. and Pope, M. (1989) A biomechanical analysis of the Ilizarov external fixator. *Clin Orthop* **241**, 95 - 105.
56. Freedman, E. L. and Johnson, E. E. (1995) Radiographic analysis of tibial fracture malalignment following intramedullary nailing. *Clin Orthop* **315**, 25 - 33.
57. Frost, H. M. (1964) The laws of bone structure. Charles C. Thomas, Springfield, IL.
58. Frost, H. M. (1987) Bone "mass" and the "mechanostat": a proposal. *Anat Rec* **219**, 1 - 9.
59. Frost, H. M. (1999) Why do bone strength and "mass" in aging adults become unresponsive to vigorous exercise? Insights of the Utah paradigm. *J Bone Miner Metab* **17**, 90 - 7.
60. Fuller, J. J. and Winters, J. M. (1993) Assessment of 3-D joint contact load predictions during postural/stretching exercises in aged females. *Ann Biomed Eng* **21**, 277 - 88.
61. Gardner, T. N., Evans, M., Hardy, J. and Kenwright, J. (1997) Dynamic interfragmentary motion in fractures during routine patient activity. *Clin Orthop* **336**, 216 - 25.
62. Gardner, T. N., Evans, M. and Kenwright, J. (1996) The influence of external fixators on fracture motion during simulated walking. *Med Eng Phys* **18**, 305 - 13.
63. Gardner, T. N., Evans, M. and Kyberd, P. J. (1996) An instrumented spacial linkage for monitoring relative three-dimensional motion between fracture fragments. *J Biomech Engn* **118**, 586 - 94.

64. Gardner, T. N., Evans, M. and Simpson, H. (1998) Temporal variation of applied inter fragmentary displacement at a bone fracture in harmony with maturation of the fracture callus. *Med Eng Phys* **20**, 480 - 4.
65. Gardner, T. N., Hardy, J. R. W., Evans, M., Richardson, J. B. and Kenwright, J. (1996) The static and dynamic behaviour of tibial fractures due to the procedure of dynamisation. *Clin Biomech* **11**, 425 - 30.
66. Gasser, B., Boman, B., Wyder, D. and Schneider, E. (1990) Stiffness characteristics of the circular Ilizarov device as opposed to conventional external fixators. *J Biomech Engn* **112**, 15 - 21.
67. Geiger, B. (1993) Three dimensional modeling of human organs and its application to diagnosis and surgical planning. *Institut National de Recherche en Informatique et Automatique*
68. Genge, M., Schneider, E., Michel, M. C., Genge, H. and Perren, S. M. (1990) Multi-channel telemetry system for load measurements in intramedullary nails. In *Implantable telemetry in orthopaedics* (Edited by Bergmann G., Graichen F., Rohlmann A.), pp. 133 - 6. Freie Universität Berlin, Berlin.
69. Ghista, D. N., Toridis, T. G. and Srinivasan, T. M. (1976) Human Gait Analysis: Determination of Instantaneous Joint Reaction Forces, Muscle Forces and the Stress Distribution in Bone Segments Part II. *Biomed Tech (Berlin)*. **21**, 66 - 74.
70. Glitsch, U. and Baumann, W. (1997) The three-dimensional determination of internal loads in the lower extremity. *J Biomech* **30**, 1123 - 31.
71. Goldhahn, S., Bigler, R., Moser, R. and Matter, P. (1999) Therapie und Komplikationsmanagement bei Tibia-Schaftfrakturen in der Schweiz. *H Unfallchirurg* **275**, 449 - 50.
72. Goodship, A. E., Cunningham, J. L. and Kenwright, J. (1998) Strain rate and timing of stimulation in mechanical modulation of fracture healing. *Clin Orthop* **355 Suppl**, 105 - 15.
73. Goodship, A. E., Kelly, D. J., Rigby, H. S., Watkins, P. E. and Kenwright, J. (1988) The effect of different regimes of axial micromovement on the healing of experimental tibial fractures. In *Biomechanics: Basic and applied research* (Edited by Bergmann G., Kölbel R., Rohlmann A.), pp. 441-446. Martinus Nijhoff Publishers, Dordrecht.
74. Goodship, A. E. and Kenwright, J. (1985) The influence of induced micromovement upon the healing of experimental tibial fractures. *J Bone Joint Surg [Br]* **67-B**, 650 -

- 5.
75. Goodship, A. E., Watkins, P. E., Rigby, H. S. and Kenwright, J. (1993) The role of fixator frame stiffness in the control of fracture healing. An experimental study. *J Biomech* **26**, 1027 - 35.
76. Haas, N., Krettek, C., Schandelmaier, P., Frigg, R. and Tscherne, H. (1993) A new solid unreamed tibial nail for shaft fractures with severe soft tissue injury. *Injury* **24**, 49 - 54.
77. Haas, N., Schütz, M., Hoffmann, R. and Südkamp, N. (1997) LISS - Ein neuer Fixateur intern für distale Femurfrakturen. *OP Journal* **3**, 340 - 4.
78. Haas, N., Schütz, M., Südkamp, N. and Hoffmann, R. (1995) The new unreamed AO nails for the tibia and the femur. *Acta Orthop Belg* **61 Suppl 1**, 204 - 6.
79. Haas, N. P. (1983) Die Plattenosteosynthese von Unterschenkelschaftfrakturen. Experimentelle Untersuchungen zu Biomechanik und Stabilität sowie klinische Behandlungsanalyse. Habilitation, Medizinischen Hochschule Hannover, Hannover.
80. Harrigan, T. P., Biegler, F. B. and Reuben, J. D. (1996) Bone adaptation to total hip femoral components: Effects of multiple loads and comparison to clinical follow-up. *Trans Orthop Res Soc.* Atlanta, 261.
81. Harrington, I. J. (1976) A bioengineering analysis of force actions at the knee in normal and pathologic gait. *J Biomed Engn* **11**, 167 - 72.
82. Hayes, W. C. and Carter, D. R. (1976) Postyield behavior of subchondral trabecular bone. *J Biomed Mater Res* **10**, 537 - 44.
83. Hayes, W. C., Swenson Jr, L. W. and Schurman, D. J. (1978) Axisymmetric finite element analysis of the lateral tibial plateau. *J Biomech* **11**, 21 - 33.
84. Heller, M., Mandruzzato, F., Hehli, M., Claes, L., Haas, N. P. and Duda, G. N. (1999) Importance of muscle forces on the loading of fractured tibia after unreamed nailing. *Trans Europ Orthop Res Soc.* Brussel, O8.
85. Herzog, W. (1987) Individual muscle force estimations using a non-linear optimal design. *J Neuroscience Meth* **21**, 167 - 179.
86. Hoffmann, J. E., Sollmann, M., Kassi, J.-P., Khodadadyan, C., Raschke, M. and Duda, G. N. (2000) Shear outnumbers axial motion in tibia defects stabilized with ring fixators: Preliminary data on 9 patients. *Trans Orthop Res Soc.* Orlando, 215.
87. Hoffmann, R., McKellop, H., Sarmiento, A., Lu, B. and Ebrahimzadeh, E. (1991) Three-dimensional measurement of fracture gap motion. Biomechanical study of

- experimental tibial fractures with anterior clasp fixator and ring fixator. *Unfallchirurg* **94**, 395 - 400.
88. Holden, J. P., Grood, E. S., Korvick, D. L., Cummings, J. F., Butler, D. L. and Bylski-Austrow, D. I. (1994) In vivo forces in the anterior cruciate ligament : direct measurements during walking and trotting in a quadruped. *J Biomech* **27**, 517 - 26.
89. Hopf, T. and Harnroongroi, T. (1986) [Biomechanical studies of the role of the interfragmentary traction screw in plate osteosynthesis exemplified by a short oblique tibial shaft fracture]. *Aktuelle Traumatol* **16**, 60 - 6.
90. Huiskes, R. (1990) The various stress patterns of press-fit, ingrown and cemented femoral stems. *Clin Orthop* **261**, 27 - 38.
91. Huiskes, R., Weinans, H., Grootenboer, H. J., Dalstra, M., Fudala, B. and Sloof, T. J. (1987) Adaptive bone remodeling theory applied to prosthetic-design analysis. *J Biomech* **20**, 1135 - 50.
92. Hutson, J. J., Zych, G. A., Cole, J. D., Johnson, K. D., Ostermann, P., Milne, E. L. and Latta, L. (1995) Mechanical failures of intramedullary tibial nails applied without reaming. *Clin Orthop* **315**, 129 - 37.
93. Ilizarov, G. A. (1989) The tension-stress effect on the genesis and growth of tissues. PartI. The influence of stability of fixation and soft-tissue preservation. *Clin Orthop* **238**, 249 - 81.
94. Jensen, R. H. and Davy, D. T. (1975) An investigation of muscle lines of action about the hip: A centroid line approach vs the straight line approach. *J Biomech* **8**, 103 - 110.
95. Keaveny, T. M. and Hayes, W. C. (1993) A 20-year perspective on the mechanical properties of trabecular bone. *J Biomech Engn* **115**, 534 - 42.
96. Kenwright, J. and Gardner, T. (1998) Mechanical influences on tibial fracture healing. *Clin Orthop* **355 Suppl**, 179 - 90.
97. Kenwright, J. and Goodship, A. E. (1989) Controlled mechanical stimulation in the treatment of tibial fractures. *Clin Orthop* **241**, 36 - 47.
98. Kenwright, J., Richardson, J. B., Cunningham, J. L., White, S. H., Goodship, A. E., Adams, M. A., Magnussen, P. A. and Newman, J. H. (1991) Axial movement and tibial fractures. A controlled randomized trial of treatment. *J Bone Joint Surg [Br]* **73-B**, 654 - 9.
99. Kenwright, J., Richardson, J. B., Goodship, A. E., Evans, M., Kelly, D. J., Spriggins,

- A. J., Newman, J. H., Burrough, S. J., Harris, J. D. and Rowley, D. I. (1986) Effect of controlled axial micromovement on healing of tibial fractures. *Lancet* **2**, 1185 - 7.
100. Kettelkamp, D. B. and Jacobs, A. W. (1972) Tibiofemoral contact area - Determination and implications. *J Bone Joint Surg [Am]* **54-A**, 349 - 56.
101. Knauss, P. (1981) [Material properties and strength behavior of the compact bone tissue at the coxal human-femur (author's transl)]. *Biomed Tech (Berl)* **26**, 311 - 5.
102. Koch, J. C. (1917) The law of bone architecture. *Am J Anat* **21**, 177 - 298.
103. Komi, P. V., Salonen, M. and Järvinen, M. (1984) In vivo-measurements of achilles tendon forces in man. *Med Science Sports Exercise* **16**, 165 - 166.
104. Kowalski, M. J., Schemitsch, E. H., Harrington, R. M., Chapman, J. R. and Swiontkowski, M. F. (1996) A comparative biomechanical evaluation of a noncontacting plate and currently used devices for tibial fixation. *J Trauma* **40**, 5 - 9.
105. Krettek, C., Schandelmaier, P., Rudolf, J. and Tscherne, H. (1994) [Current status of surgical technique for unreamed nailing of tibial shaft fractures with the UTN (unreamed tibia nail)]. *Unfallchirurg* **97**, 575 - 99.
106. Kristiansen, T., Fleming, B., Neale, G., Reinecke, S. and Pope, M. H. (1987) Comparative study of fracture gap motion in external fixation. *Clin Biomech* **2**, 191 - 5.
107. Kummer, F. J. (1992) Biomechanics of the Ilizarov external fixator. *Clin Orthop* **280**, 11 - 4.
108. Lang, G. J., Cohen, B. E., Bosse, M. J. and Kellam, J. F. (1995) Proximal third tibial shaft fractures. Should they be nailed? *Clin Orthop* **315**, 64 - 74.
109. Lanyon, L. E. (1976) The measurements of bone strain "in vivo". *Acta Orthop Belg, Suppl* **1**, 98 - 108.
110. Lanyon, L. E., Goodship, A. E. and Baggott, D. G. (1976) The significance of bone strain "in vivo". *Acta Orthop Belg* **42**, 109 - 122.
111. Lanyon, L. E., Hampson, W. G. J., Goodship, A. E. and Shah, J. S. (1975) Bone deformation recorded in vivo from strain gauges attached to the human tibial shaft. *Acta Orthop Scand.* **46**, 256 - 68.
112. Lanyon, L. E. and Smith, R. N. (1969) Measurements of bone strain in the walking animal. *Res Vet Sci* **10**, 93 - 4.
113. Lewis, G. and Holland, D. (1998) Geometrical properties and torsional fatigue life of a tibial interlocking intramedullary nail segment. *J Orthop Trauma* **12**, 8 - 15.

114. Lippert, F. G., III and Hirsch, C. (1974) The three dimensional measurement of tibia fracture motion by photogrammetry. *Clin Orthop* **105**, 130 - 43.
115. Little, R. B., Wevers, H. W., Siu, D. and Cooke, T. D. (1986) A three-dimensional finite element analysis of the upper tibia. *J Biomech Eng* **108**, 111 - 9.
116. Lu, Z., Ebramzadeh, E., McKellop, H. and Sarmiento, A. (1996) Stable partial debonding of the cement interfaces indicated by a finite element model of a total hip prosthesis. *J Orthop Res* **14**, 238 - 44.
117. Lundy, D. W., Albert, M. J. and Hutton, W. C. (1998) Biomechanical comparison of hybrid external fixators [see comments]. *J Orthop Trauma* **12**, 496 - 503.
118. Magyar, G., Toksvig-Larsen, S. and Moroni, A. (1997) Hydroxyapatite coating of threaded pins enhances fixation. *J Bone Joint Surg [Br]* **79-B**, 487 - 9.
119. Mann, R. W. and Hodge, W. A. (1990) In vivo pressures on acetabular cartilage following endoprosthesis surgery, during recovery and rehabilitation, and in the activities of daily living. In *Implantable telemetry in orthopaedics* (Edited by Bergmann G., Graichen F., Rohlmann A.), pp. 181 - 204. Freie Universität Berlin, Berlin.
120. McKibbin, B. (1978) The biology of fracture healing in long bones. *J Bone Joint Surg [Br]* **60-B**, 150 - 62.
121. Mehta, B. V. and Rajani, S. (1978) Finite element analysis of the human tibia. Internal Report, Ohio University, Athens, Ohio.
122. Merz, B., Müller, R., Rügsegger, P. and Niederer, P. (1992) Stress Analysis of Excised Human Femora Based on Quantitative Computed Tomography. *Trans Europ Soc Biomech*. Rome, 61.
123. Molster, A. O. and Gjerdet, N. R. (1984) Effects of instability on fracture healing in the rat. *Acta Orthop Scand* **55**, 342 - 6.
124. Molster, A. O., Gjerdet, N. R., Raugstad, T. S., Hvidsten, K., Alho, A. and Bang, G. (1982) Effect of instability on experimental fracture healing. *Acta Orthop Scand* **53**, 521 - 6.
125. Moroni, A., Aspenberg, P., Toksvig-Larsen, S., Falzarano, G. and Giannini, S. (1998) Enhanced fixation with hydroxyapatite coated pins. *Clin Orthop* **346**, 171 - 7.
126. Morrison, J. B. (1970) The mechanics of the knee joint in relation to normal walking. *J Biomech* **3**, 51 - 61.
127. Orbay, G. L., Frankel, V. H. and Kummer, F. J. (1992) The effect of wire

- configuration on the stability of the Ilizarov external fixator. *Clin Orthop* **279**, 299 - 302.
128. Paley, D., Fleming, B., Catagni, M., Kristiansen, T. and Pope, M. (1990) Mechanical evaluation of external fixators used in limb lengthening. *Clin Orthop* **250**, 50 - 7.
129. Park, S. H., O'Connor, K., McKellop, H. and Sarmiento, A. (1998) The influence of active shear or compressive motion on fracture-healing. *J Bone Joint Surg [Am]* **80**, 868 - 78.
130. Pauwels, F. (1951) Über die Bedeutung der Bauprinzipien des Stütz- und Bewegungsapparates für die Beanspruchung des Röhrenknochens. *Acta Anat (Basel)* **12**, 207 - 227.
131. Pauwels, F. (1973) Atlas zur Biomechanik der gesunden und kranken Hüfte. Springer Verlag, Berlin.
132. Pedersen, D. R., Brand, R. A., Cheng, C. and Arora, J. S. (1987) Direct comparison of muscle force predictions using linear and nonlinear programming. *J Biomech Eng* **109**, 192 - 9.
133. Pedersen, D. R., Brand, R. A. and Davy, D. T. (1997) Pelvic muscle and acetabular contact forces during gait. *J Biomech* **30**, 959 - 65.
134. Perren, S. M. (1974) Biomechanik der Frakturheilung. *Orthopädie* **3**, 135 - 139.
135. Perren, S. M. (1991) The concept of biological plating using the limited contact-dynamic compression plate (LC-DCP). Scientific background, design and application. *Injury* **22 Suppl 1**, 1 - 41.
136. Perren, T. and Matter, P. (1996) [Feedback-controlled weight bearing following osteosynthesis of the lower extremity]. *Swiss Surg* **2**, 252 - 8.
137. Pierrynowski, M. R. (1982) A physiological model for the solution of individual muscle forces during normal human walking, Ph.D. thesis. Simon Fraser University, Vancouver.
138. Podolsky, A. and Chao, E. Y. (1993) Mechanical performance of Ilizarov circular external fixators in comparison with other external fixators. *Clin Orthop* **293**, 61 - 70.
139. Raftopoulos, D. D. and Qassem, W. (1987) Three-dimensional curved beam stress analysis of the human femur. *J Biomed Engn* **9**, 356 - 366.
140. Raschke, M., Hoffmann, R., Khodadadyan, C., Fournier, C., Südkamp, N. P. and Haas, N. P. (1995) Kombination des Ilizarov Ringfixateurs mit dem unilateralen AO-

- Fixateur. *Unfallchirurg* **98**, 627 - 32.
141. Raschke, M., Hoffmann, R., Khodadadyan, C., Windhagen, H. and Südkamp, N. P. (1996) [Supportive composite-hybrid fixation of percutaneous screw fixation of tibial head fractures]. *Unfallchirurg* **99**, 855 - 60.
 142. Raschke, M. J. (1997) Hybridsysteme zur Behandlung von Unterschenkelfrakturen mit schwerem Weichteilschaden und deren Folgezustände - experimentelle Analyse und klinische Anwendungen. habil., Virchow Klinikum der Humboldt Universität zu Berlin, Berlin.
 143. Raschke, M. J., Bail, H., Windhagen, H. J., Kolbeck, S. F., Weiler, A., Raun, K., Kappelgard, A., Skiaerbaek, C. and Haas, N. P. (1999) Recombinant growth hormone accelerates bone regenerate consolidation in distraction osteogenesis. *Bone* **24**, 81 - 8.
 144. Raunest, J., Kynast, W., Lesch, V., Kukulies, U., Hacklander, T., Schwarting, K. H. and Arnold, G. (1996) Geometric properties of the fractured tibia stabilized by unreamed interlocking nail: development of a three-dimensional finite element model. *Comput Biomed Res* **29**, 259 - 70.
 145. Reilly, D. T., Burrstein, A. H. and Frankel, V. H. (1974) The elastic modulus for bone. *J Biomech* **7**, 271 - 5.
 146. Rohlmann, A., Bergmann, G. and Graichen, F. (1999) Loads on internal spinal fixators measured in different body positions. *Eur Spine J* **8**, 354 - 9.
 147. Rohlmann, A., Bergmann, G. and Kölbl, R. (1980) The relevance of stress computation in the femur with and without endoprosthesis. In *Int. Conf. Proceedings. Finite Elements in Biomechanics, Volume 2* (Edited by Simon B. R.), pp. 549 - 567. The University of Arizona, Tucson, Arizona.
 148. Rohlmann, A., Mössner, U., Bergmann, G. and Kölbl, R. (1982) Finite-element-analysis and experimental investigation of stresses in a femur. *J Biomed Engn* **4**, 241 - 6.
 149. Rohlmann, A., Mössner, U., Bergmann, G. and Kölbl, R. (1983) Finite-element-analysis and experimental investigation in a femur with hip endoprosthesis. *J Biomech* **16**, 727 - 42.
 150. Rohrlé, H., Scholten, R., Sigolotto, C., Sollbach, W. and Kellner, H. (1984) Joint forces in the human pelvis-leg skeleton during walking. *J Biomech* **17**, 409-24.
 151. Rolf, C., Westblad, P., Ekenman, I., Lundberg, A., Murphy, N., Lamontagne, M. and Halvorsen, K. (1997) An experimental in vivo method for analysis of local

- deformation on tibia, with simultaneous measures of ground reaction forces, lower extremity muscle activity and joint motion. *Scand J Med Sci Sports* **7**, 144 - 51.
152. Rybicki, E. F. and Simonen, F. A. (1977) Mechanics of oblique fracture fixation using a finite-element model. *J Biomech* **10**, 141 - 8.
153. Rybicki, E. F., Simonen, F. A., Mills, E. J., Hassler, C. R., Scoles, P., Milne, D. and Weis, E. B. (1974) Mathematical and experimental studies on the mechanics of plated transverse fractures. *J Biomech* **7**, 377 - 84.
154. Rybicki, E. F., Simonen, F. A. and Weis, E. B. (1972) On the mathematical analysis of stress in the human femur. *J Biomech* **5**, 203 - 15.
155. Rydell, N. W. (1966) Forces acting in the femoral head-prosthesis. *Acta Orthop Scand, Suppl* **88**, 37.
156. Rydell, N. W. (1966) Intravital measurements of forces acting on the hip joint. In *Studies on the anatomy and function of bone and joints* (Edited by Evans F. G.), pp. 52 - 68. Springer Verlag, Berlin.
157. Schandelmaier, P., Krettek, C. and Tscherne, H. (1996) Biomechanical study of nine different tibia locking nails. *J Orthop Trauma* **10**, 37 - 44.
158. Schatzker, J., Manley, P. A. and Sumner-Smith, G. (1980) In vivo strain gauge study of bone response to loading with and without internal fixation. In *Current concepts of internal fixation of fractures* (Edited by Uthoff K. H.), pp. 306-314. Springer Verlag, Berlin.
159. Schatzker, J., Sumner Smith, G., Hoare, J. and McBroom, R. (1980) A telemetric system for the strain gauge determination of strain in bone in vivo. *Arch Orthop Trauma Surg* **96**, 309 - 11.
160. Schenk, R. K. (1986) Histophysiology of bone remodelling and bone repair. In *Perspectives on Biomaterials* (Edited by Lin O. C., Chao E. Y. S.), pp. 75-94. Elsevier Science, Amsterdam.
161. Schenk, R. K., Müller, J. and Willenegger, H. (1986) Experimentell-histologischer Beitrag zur Entstehung und Behandlung von Pseudarthrosen. *H Unfallheilkunde* **94**, 15 - 24.
162. Schneider, E., Michel, M. C., Genge, M. and Perren, S. M. (1990) Loads acting on an intramedullary femoral nail. In *Implantable telemetry in orthopaedics* (Edited by Bergmann G., Graichen F., Rohlmann A.), pp. 221 - 227. Freie Universität Berlin, Berlin.

163. Schneider, E., Sasse, S., Schmidt, H. G. K. and Schünemann, U. (1992) Zur Biomechanik des Ringfixateurs - Beiträge einzelner Strukturelemente. *Unfallchirurg* **95**, 580 - 7.
164. Schroeder, W., Martin, K. and Lorensen, B. (1998) The Visualization Toolkit. Prentice Hall, New Jersey.
165. Seireg, A. and Arvikar, R. J. (1973) A mathematical model for evaluation of forces in lower extremities of the musculo-skeletal system. *J Biomech* **6**, 313 - 26.
166. Seireg, A. and Arvikar, R. J. (1975) The prediction of muscular load sharing and joint forces in the lower extremities during walking. *J Biomech* **8**, 89 - 102.
167. Siebertz, K. and Baumann, W. (1994) Biomechanische Belastungsanalyse der unteren Extremität. *Biomed Tech (Berlin)* **39**, 216 - 21.
168. Sommer, H. J., Miller, N. R. and Pijanowski, G. J. (1982) Three-dimensional osteometric scaling and normative modelling of skeletal segments. *J Biomech* **15**, 171 - 80.
169. Steinemann, S. G., Mäusli, P.-A., Szmukler-Moncler, S., Semlitsch, M., Pohler, O., Hintermann, H.-E. and Perren, S. M. (1993) Beta-Titanium alloy for surgical implants. Proceedings of the *Titanium '92, Science and Technology*. 2689 - 96.
170. Stürmer, K. M. (1988) Histologie und Biomechanik der Frakturheilung unter den Bedingungen des Fixateur externe. *H Unfallheilkunde* **200**, 233 - 42.
171. Taylor, S. J., Walker, P. S., Perry, J., Cannon, S. R. and Woledge, R. (1997) The forces in the distal femur and knee during different activities measured by telemetry. *Trans Orthop Res Soc*. San Francisco, 259.
172. Thomas, K. A., Bearden, C. M., Gallagher, D. J., Hinton, M. A. and Harris, M. B. (1997) Biomechanical analysis of nonreamed tibial intramedullary nailing after simulated transverse fracture and fibulectomy. *Orthopedics* **20**, 51 - 7.
173. Thunnissen, J. G. M., Grootenboer, H. J., de Jongh, H. J. and Koopman, H. F. J. M. (1992) Three-Dimensional Muscle Force Prediction During Gait. *Trans Europ Soc Biomech*. Rome, 262.
174. Turner, C. H., Anne, V. and Pidaparti, R. M. V. (1997) A uniform strain criterion for trabecular bone adaptation: Do continuum-level strain gradients drive adaptation? *J Biomech* **30**, 555 - 63.
175. van Rietbergen, B., Müller, R., Ulrich, D., Rügsegger, P. and Huiskes, R. (1997) Quantitative assessment of tissue loading in a proximal femur, using a full scale

- microstructural FE-model. *Trans Orthop Res Soc.* San Francisco, 62.
176. Weinans, H., Huiskes, R. and Grootenboer, H. J. (1992) The behavior of adaptive bone-remodeling simulation models. *J Biomech* **25**, 1425 - 41.
 177. Weinans, H., van Loon, P., Roszek, B. and Huiskes, R. (1992) Measurement of the load components on the tibia of the goat using in vivo strain gage techniques. *Trans Orthop Res Soc.* Washington, 538.
 178. Winter, D. A. (1990) Biomechanics and motor control of human movement. Wiley-Interscience, New York.
 179. Winter, D. A. (1991) The biomechanics and motor control of human gait: Normal, elderly and pathological. University of Waterloo Press, Waterloo, Ontario, Canada.
 180. Wolff, J. (1892) Das Gesetz der Transformation der Knochen. A. Hirschwald, Berlin.
 181. Wu, J. J., Shyr, H. S., Chao, E. Y. S. and Kelly, P. J. (1984) Comparison of osteotomy healing under external fixation devices with different stiffness characteristics. *J Bone Joint Surg [Am]* **66-A**, 1258 - 64.
 182. Yamagishi, M. and Yoshimura, Y. (1955) The biomechanics of fracture healing. *J Bone Joint Surg [Am]* **37-A**, 1035 - 68.

8 Verzeichnis der Abbildungen und Tabellen

Verzeichnis der Abbildungen

- Abb. 1: Links: Patientin IBL während des Treppesteigens. Die Bewegung wird mit Hilfe reflektierender Marker und infrarot Kameras erfasst. Die Kabelschlaufe an der linken Hüfte der Patientin dient zur telemetrischen Messung der Hüftkontaktkraft (Bergmann et al., 1993)). Rechts: Individuelles, muskuloskelettales Modell der Patientin IBL. 16
- Abb. 2: Links: Das Finite Elemente Modell des Femurs mit Muskeln. Die vier Ebenen, die für eine detaillierte Dehnungsanalyse ausgewählt wurden, sind schattiert dargestellt. Rechts: Hauptdehnungen bei 30% Gangzyklus für eine inter-trochantäre, sub-trochantäre, proximal diaphysäre und distal diaphysäre Ebene. Die Länge der Linien entspricht dem Dehnungsausmass. Die Dehnungen sind für ein annähernd physiologisch belastetes Femur und für vier vereinfachte Lastfälle angegeben. 22
- Abb. 3: Bodenreaktionskräfte während des Gehens (links) und des Treppesteigens (rechts) bei verschiedenen Wiederholungen der vier Patienten. Die Kräfte werden in Prozent des Körpergewichtes während eines Gangzyklus wiedergegeben..... 25
- Abb. 4: Resultierende Momente an der Hüfte während des Gehens (links) und Treppesteigens (rechts) bei verschiedenen Wiederholungen der vier Patienten. Die Momente werden in Prozent des Körpergewichtes * Meter während eines Gangzyklus wiedergegeben. 26
- Abb. 5: Gemessene (dünne Linien) und berechnete (dicke Linien) Hüftkontaktkräfte während des Gehens (links) und Treppesteigens (rechts) der vier Patienten. Die Kräfte werden in Prozent des Körpergewichtes während eines Gangzyklus wiedergegeben..... 27
- Abb. 6: Kräfte im Femur während der maximalen Bodenreaktionskraft beim Gehen (links) und Treppesteigen (rechts) für alle vier Patienten. Die Kräfte wurden entlang der gekrümmten Linie ermittelt..... 28
- Abb. 7: Maximale Hauptdehnungen für die inter-trochantäre, sub-trochantäre, proximal diaphysäre und distal diaphysäre Ebene bei 10, 30, 45 und 70% Gang Zyklus. Die Dehnungen sind für ein annähernd physiologisch belastetes Femur angegeben (Lastfall 1). 29
- Abb. 8: Maximale (ϵ_1) und minimale Hauptdehnungen (ϵ_3) entlang einer ventralen, medialen und lateralen Linie des humanen Femurs bei 45% Gangzyklus unter angenähert physiologischer Belastung (dunkle Linie, Lastfall 1). Zum Vergleich sind die Dehnungen für eine vereinfachte Belastungen mit Hüftkontaktkraft, Abduktoren und ilio-tibialem Band dargestellt (dünne Linien, Lastfall 5). 30

Abb. 9: Intakte Tibia mit 5 Defektlokalisationen (linke Seite) und Schnitt durch die versorgte Tibia (rechte Seite). Verteilung der Kontaktkraft auf dem Tibiaplateau: Lateral 40% und medial 60% (unten).....	42
Abb. 10: In vitro Kompressionstest: Fünf humane Präparate wurden mit 500 N belastet. Die interfragmentäre Bewegung wurde optisch durch dreieckige Marker erfasst.....	46
Abb. 11: Finite Elemente Modell eines proximalen Defekts der Tibia stabilisiert mit einem neuen, winkelstabilen internen Fixateur.....	47
Abb. 12: Grundkonfiguration des untersuchten Ringfixateurs mit zwei proximalen und zwei distalen Ringen als auch einem Transportring. Schanzschrauben und Kirschnerdrähte stabilisieren die Fragmente.....	49
Abb. 13: Messung der Drahtspannung mit einem Spezi­alsensor (“S”, DMS-Messbrücke) über einen Messverstärker und einen Personalcomputer. Die Spannung des Drahts wird über den Drahtspanner (“D”) eingestellt.	50
Abb. 14: Unterschenkelamputat mit Defekt der Tibia aber intakter Fibula nach Versorgung mit Ringfixateur. Links: Röntgenbild; rechts: Präparat in der Materialprüfmaschine.	51
Abb. 15: Sechs linear unabhängige Lastfälle zur Ermittlung der Steifigkeit eines Fixateurs.	52
Abb. 16: Messung der dreidimensionalen Fraktur­spaltbewegung. Dreiecke mit je drei reflektierenden Markern wurden mit Klemmen an Schanz Schrauben am proximalen und distalen Fragment befestigt. Die Schanz Schrauben wurden während der Messungen von der Ringkonstruktion gelöst. Der dritte Marker diente als Referenz zur Definition des Koordinatensystems.	55
Abb. 17: Maximale (ϵ_3) und minimale (ϵ_1) Hauptdehnungen entlang einer postero-medialen Linie der Tibia unter angenähert physiologischer (dicke Linie) und vereinfachter Belastung (dünne Linie).....	58
Abb. 18: Maximale (ϵ_3) und minimale (ϵ_1) Hauptdehnungen entlang der postero-medialen und antero-lateralen Seite der versorgten Tibia für die fünf Defektsituationen unter angenähert physiologischer Belastung.....	59
Abb. 19: Interfragmentäre Dehnungen für die versorgte Tibia und verschiedene Defektsituationen unter angenähert physiologischer Belastung.....	60
Abb. 20: Von Mises Spannungen entlang der anterioren und posterioren Kante des unaufgebohrten Marknagels für alle 5 Defektsituationen unter angenähert physiologischer Belastung.....	61
Abb. 21: Vergleich zwischen interfragmentären Bewegungen bei 500 N Kompression in vitro und aus der Finite Elemente Analyse. Für den in vitro Test werden Mittelwert und Standardabweichung für die 5 getesteten Präparate angegeben.....	62
Abb. 22: Maximum (ϵ_3) und Minimum (ϵ_1) Hauptdehnungen entlang der postero-medialen und antero-lateralen Seite der stabilisierten Tibia für die 5 Defektsituationen unter angenähert physiologischer Belastung.	63
Abb. 23: Von Mises Spannungen am anterioren und posterioren Rand des winkelstabilen,	

<i>internen Fixateurs für fünf Defektsituationen unter angenähert physiologischer Belastung.</i>	64
Abb. 24: <i>Interfragmentäre Dehnungen für verschiedene Defektsituationen unter angenähert physiologischer Belastung.</i>	65
Abb. 25: <i>Einfluss der Arbeitslänge auf die von Mises Spannung am anterioren und posterioren Rand des Implantats unter angenähert physiologischer Belastung. Oben: Kurze Arbeitslänge mit nur zwei freien Löchern über der Defektzone. Unten: Lange Arbeitslänge mit vier freien Löchern über der Defektzone.</i>	65
Abb. 26: <i>Einfluss einer defekten Fibula und des passiven Weichteilmantels auf die Fixationssteifigkeit. Oben: Absolutwerte der Steifigkeitskomponenten eines Präparats. Unten: Relativwerte bezogen auf die Steifigkeit des mit einem Ilizarov Konstrukts versorgten Tibiadefekts (n=3).</i>	68
Abb. 27: <i>Initiale postoperative Bodenreaktionskräfte bei unterschiedlichen Aktivitäten. Deutlicher Unterschied zwischen Gehen und Ruhe und Gehen und Ko-Kontraktion ($p < 0,02$; Mann-Whitney).</i>	70
Abb. 28: <i>Initiale postoperative Axial- und Scherbewegung bei unterschiedlichen Aktivitäten (*$p < 0,007$; T-Test). Mittlere Unterschiede zwischen Ruhe und Ko-Kontraktion und Ruhe und Aufstehen ($p < 0,05$; Mann-Whitney).</i>	70
Abb. 29: <i>Bodenreaktionskräfte im Verlauf der Heilung bei 5 Patienten. Aufgeführt sind die Kräfte für Ruhe, Ko-Kontraktion, Aufstehen und langsames Gehen.</i>	72
Abb. 30: <i>Axiale Kompression und Scherbewegungen während des Heilungsverlaufs bei 5 Patienten. Aufgeführt sind die Bewegungen für Ruhe, Ko-Kontraktion, Aufstehen und langsames Gehen.</i>	73
Abb. 31: <i>Kompressionssteifigkeit der genagelten Tibia in Prozent derjenigen der intakten Tibia. Experimentelle Ergebnisse mit Standardabweichungen auf der linken Seite (Schandelmaier et al., 1996) sind denjenigen aus der vorliegenden Finite Elemente Analysen gegenüber gestellt.</i>	76

Verzeichnis der Tabellen

Tab. 1: Anthropometrische Daten, die zur Entwicklung der individuellen muskuloskelettalen Modelle benutzt wurden. Längen wurden als Distanz zwischen jeweils zwei Orientierungspunkten definiert	15
Tab. 2: Varianten zur Beurteilung des Einflusses der intakten Fibula und der passiven Weichteile auf die Fixationssteifigkeit.	52
Tab. 3: Lastfälle zur Testung der Fixationssteifigkeit.	53
Tab. 4: Die 11 Patienten, die an der Studie teilnahmen. Neben der Lage und Versorgung der Frakturen sind grob die Indikationen für die Versorgung aufgeführt.	54
Tab. 5: Einfluss einzelner Gestaltparameter auf die Steifigkeitskomponenten des Ringfixateurs..	81

9 Anmerkung

Die vorliegende Arbeit wurde durch die finanzieller Unterstützung einer Vielzahl an Einrichtungen ermöglicht. Das optische Messsystem konnte Dank einer Spende der Sonnenfeld-Stiftung angeschafft werden. Die Untersuchungen zu den mechanischen Bedingungen der Frakturheilung nach Marknagelung als auch den Bedingungen der Frakturheilung nach Stabilisierung mit internem Fixateur wurde durch die Unterstützung des AO Development Instituts ermöglicht. Die Messung interfragmentärer Bewegungen bei Patienten wurde durch die finanzielle Unterstützungen der Dr. h. c. Robert Mathys Stiftung (P98E214) und der AO Forschungskommission (99-D58) ermöglicht. Weite Teile der Studie zur Ermittlung muskuloskelettaler Belastungen wurde von der Europäischen Kommission unterstützt (Vertrag SMT-CT96-207). Analysen zum vereinfachten Lastfall wurden durch die Unterstützung des Bundesinstituts für Arzneimittel und Medizinprodukte (BfArM) ermöglicht. Anschlussprojekte sind durch die Deutsche Forschungsgemeinschaft finanziert (Du 298/3-1, Du 298/4-1 und Du 298/5-1).

10 Anhang

Anhang 1: Ansätze der Muskeln und Ligamente des muskuloskelettalen Modells der unteren Extremität (Kapitel 1). Die Koordinaten beziehen sich auf das im Text gegebene Koordinatensystem des Femurs mit x nach medial, y nach ventral und z nach proximal.

Muscle	Proximaler Ansatz		distaler Ansatz		proximaler Ansatz			distaler Ansatz		
	Femur	gewickelt	Femur	gewickelt	x [mm]	y [mm]	z [mm]	x [mm]	y [mm]	z [mm]
Abduktor			x		0.00	0.00	0.00	-67.06	-11.90	-36.26
Adduktor			x		0.00	0.00	0.00	-32.20	-12.45	-104.79
Iliotibialer Trakt, proximal			x	x	0.00	0.00	0.00	-67.06	-11.90	-36.26
Iliotibialer Trakt, distal	x	x			-67.06	-11.90	-36.26	0.00	0.00	0.00
Biceps femoris longus, 1			x	x	0.00	0.00	0.00	-56.05	-26.76	-393.13
Biceps femoris longus, 2	x	x			-56.05	-26.76	-393.13	0.00	0.00	0.00
Gracilis, 1			x	x	0.00	0.00	0.00	18.82	2.85	-403.40
Gracilis, 2	x	x			18.82	2.85	-403.40	0.00	0.00	0.00
Rectus femoris				x	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
Satorius, 1			x	x	0.00	0.00	0.00	20.98	2.16	-395.41
Satorius, 2	x	x			20.98	2.16	-395.41	0.00	0.00	0.00
Semimembranosus, 1			x	x	0.00	0.00	0.00	8.80	-32.93	-388.47
Semimembranosus, 2	x	x			8.80	-32.93	-388.47	0.00	0.00	0.00
Semitendinosus, 1			x	x	0.00	0.00	0.00	-3.27	-33.54	-386.67
Semitendinosus, 2	x	x			-3.27	-33.54	-386.67	0.00	0.00	0.00
Tensor fascia lata, prox.			x	x	0.00	0.00	0.00	-67.06	-11.90	-36.26
Tensor fascia lata, distal	x	x			-67.06	-11.90	-36.26	0.00	0.00	0.00
Gastrocnemius medialis, 1	x		x	x	1.37	0.69	-379.81	-0.75	-33.38	-393.25
Gastrocnemius medialis, 2	x	x			-0.75	-33.38	-393.25	0.00	0.00	0.00
Gastrocnemius lateralis, 1	x		x	x	-45.87	-8.29	-371.69	-53.19	-34.97	-385.19
Gastrocnemius lateralis, 2	x	1			-53.19	-34.97	-385.19	0.00	0.00	0.00
Biceps femoris brevis, 1	x		x	x	-40.87	-7.38	-142.60	-62.50	-28.35	-380.68
Biceps femoris brevis, 2	x	x			-62.50	-28.35	-380.68	0.00	0.00	0.00
Vastus lateralis	x			x	-48.64	-4.87	-81.10	0.00	0.00	0.00
Vastus medialis	x			x	-17.28	9.10	-110.41	0.00	0.00	0.00

Anhang 2: Muskelkraftrichtungen und Beträge für den Patienten IBL für verschiedene Phasen des Gehens. Die Koordinaten beziehen sich auf das im Text gegebene Koordinatensystem des Femurs mit x nach medial, y nach ventral und z nach proximal.

Bewegungszyklus [%]	0			5			10			15		
Muskelkraft [%BW]	Fx	Fy	Fz	Fx	Fy	Fz	Fx	Fy	Fz	Fx	Fy	Fz
Abduktor	-12.2	-3.2	-19.3	-15.6	-3.7	-24.2	-39.1	-7.4	-60.1	-57.5	-6.9	-86.9
Adduktor	0.0	0.0	0.0	-6.0	5.5	-8.5	-7.3	6.7	-10.3	0.0	0.0	0.0
Iliotibialer Trakt, proximal	-9.7	4.7	-11.9	-6.6	3.3	-8.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0
Iliotibialer Trakt, distal	-0.4	-0.7	-16.0	-0.3	-0.4	-10.9	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0
Biceps femoris longus, 1	0.0	0.0	0.0	-3.7	2.7	-22.2	-5.5	4.2	-33.5	-2.0	1.6	-12.9
Biceps femoris longus, 2	0.0	0.0	0.0	-10.3	-5.2	-19.5	-15.8	-7.8	-29.3	-6.3	-3.1	-11.1
Gracilis, 1	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0
Gracilis, 2	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0
Rectus femoris	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0
Sartorius, 1	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0
Sartorius, 2	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0
Semimembranosus, 1	0.0	0.0	0.0	-0.6	7.7	-62.8	-0.2	8.1	-66.3	0.5	8.0	-66.3
Semimembranosus, 2	0.0	0.0	0.0	-17.3	1.1	-60.8	-18.7	0.7	-64.1	-19.4	-0.4	-63.9
Semitendinosus, 1	-1.0	3.9	-40.1	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0
Semitendinosus, 2	-9.9	-1.7	-39.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0
Tensor fascia lata, prox. part	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	-3.4	-5.9	-6.3
Tensor fascia lata, distal part	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	-0.3	-0.4	-9.3
Gastrocnemius medialis, 1	-0.1	-1.7	-0.7	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0
Gastrocnemius medialis, 2	-0.5	-0.1	-1.7	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0
Gastrocnemius lateralis, 1	-1.6	-5.9	-3.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0
Gastrocnemius lateralis, 2	-1.0	0.5	-6.7	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0
Biceps femoris brevis, 1	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0
Biceps femoris brevis, 2	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0
Vastus lateralis	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.7	-3.6	-0.8	17.4	-86.9
Vastus medialis	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	-1.3	8.8	-46.1	0.0	0.0	0.0

Anhang 2: (Fortsetzung) Muskelkraftrichtungen und Beträge für den Patienten IBL für verschiedene Phasen des Gehens. Die Koordinaten beziehen sich auf das im Text gegebene Koordinatensystem des Femurs.

Bewegungszyklus [%]	20			25			30			35		
Muskelkraft [%BW]	Fx	Fy	Fz	Fx	Fy	Fz	Fx	Fy	Fz	Fx	Fy	Fz
Abduktor	-58.0	-4.3	-86.5	-55.5	2.3	-80.6	-56.9	6.7	-81.5	-49.2	9.3	-70.7
Adduktor	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0
Iliotibialer Trakt, proximal	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0
Iliotibialer Trakt, distal	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0
Biceps femoris longus, 1	-0.6	0.5	-4.1	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0
Biceps femoris longus, 2	-2.0	-1.0	-3.5	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0
Gracilis, 1	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0
Gracilis, 2	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0
Rectus femoris	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	-1.1	0.6	-15.5
Sartorius, 1	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0
Sartorius, 2	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0
Semimembranosus, 1	0.9	7.1	-59.6	1.0	3.7	-34.0	0.6	1.8	-18.0	0.0	0.0	0.0
Semimembranosus, 2	-17.6	-0.8	-57.4	-10.4	-0.9	-32.6	-5.5	-0.5	-17.2	0.0	0.0	0.0
Semitendinosus, 1	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0
Semitendinosus, 2	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0
Tensor fascia lata, prox. part	-7.2	-11.6	-13.2	-16.0	-21.7	-28.9	-17.0	-20.9	-31.3	-19.8	-22.9	-38.0
Tensor fascia lata, distal part	-0.5	-0.7	-19.0	-1.1	-1.5	-39.5	-1.2	-1.5	-41.2	-1.4	-1.7	-48.6
Gastrocnemius medialis, 1	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0
Gastrocnemius medialis, 2	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0
Gastrocnemius lateralis, 1	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0
Gastrocnemius lateralis, 2	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0
Biceps femoris brevis, 1	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0
Biceps femoris brevis, 2	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0
Vastus lateralis	-0.9	18.5	-92.9	-0.5	9.8	-49.4	-0.5	9.4	-47.3	-0.1	1.6	-7.9
Vastus medialis	0.0	0.0	0.0	-0.9	5.8	-31.1	-0.3	1.9	-10.4	-0.5	3.2	-16.9

Anhang 2: (Fortsetzung) Muskelkraftrichtungen und Beträge für den Patienten IBL für verschiedene Phasen des Gehens. Die Koordinaten beziehen sich auf das im Text gegebene Koordinatensystem des Femurs.

Bewegungszyklus [%]	40			45			50			55		
Muskelkraft [%BW]	Fx	Fy	Fz	Fx	Fy	Fz	Fx	Fy	Fz	Fx	Fy	Fz
Abduktor	-41.5	10.5	-60.8	-36.2	11.1	-54.9	-20.1	6.8	-31.7	-4.0	1.4	-6.7
Adduktor	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0
Iliotibialer Trakt, proximal	-4.9	5.0	-4.5	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0
Iliotibialer Trakt, distal	-0.2	-0.3	-8.4	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0
Biceps femoris longus, 1	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0
Biceps femoris longus, 2	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0
Gracilis, 1	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0
Gracilis, 2	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0
Rectus femoris	-2.6	1.7	-38.9	-4.4	3.4	-70.9	-4.5	3.9	-79.9	-3.6	3.0	-69.1
Sartorius, 1	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0
Sartorius, 2	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0
Semimembranosus, 1	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0
Semimembranosus, 2	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0
Semitendinosus, 1	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0
Semitendinosus, 2	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0
Tensor fascia lata, prox. part	-17.1	-19.1	-34.6	-11.6	-12.9	-24.9	-7.9	-9.2	-18.2	-2.8	-3.5	-6.8
Tensor fascia lata, distal part	-1.2	-1.5	-43.0	-0.9	-1.1	-30.3	-0.6	-0.8	-21.8	-0.2	-0.3	-8.1
Gastrocnemius medialis, 1	0.0	0.0	0.0	-1.0	-16.0	-6.3	-0.1	-1.4	-0.6	0.0	0.0	0.0
Gastrocnemius medialis, 2	0.0	0.0	0.0	-5.6	-1.1	-16.3	-0.5	-0.1	-1.4	0.0	0.0	0.0
Gastrocnemius lateralis, 1	0.0	0.0	0.0	-7.3	-26.5	-13.4	-4.4	-16.0	-8.1	0.0	0.0	0.0
Gastrocnemius lateralis, 2	0.0	0.0	0.0	-5.5	3.6	-29.9	-3.5	2.2	-17.9	0.0	0.0	0.0
Biceps femoris brevis, 1	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0
Biceps femoris brevis, 2	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0
Vastus lateralis	0.0	0.1	-0.4	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0
Vastus medialis	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	-0.6	3.2	-18.5

Anhang 3: Muskelkraftrichtungen und Beträge für den Patienten IBL für verschiedene Phasen des Treppesteigens. Die Koordinaten beziehen sich auf das im Text gegebene Koordinatensystem des Femurs mit x nach medial, y nach ventral und z nach proximal.

Bewegungszyklus [%]	0			5			10			15		
Muskelkraft [%BW]	Fx	Fy	Fz	Fx	Fy	Fz	Fx	Fy	Fz	Fx	Fy	Fz
Abduktor	0.0	0.0	0.0	-4.8	-2.9	-4.6	-30.3	-16.7	-31.0	-60.1	-29.1	-66.8
Adduktor	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0
Iliotibialer Trakt, proximal	-3.8	-0.4	-4.0	-33.3	-1.5	-36.1	-26.6	1.3	-30.0	-17.4	2.9	-20.6
Iliotibialer Trakt, distal	-0.1	-0.3	-5.5	-1.2	-2.7	-49.0	-1.1	-2.0	-40.1	-0.7	-1.3	-27.1
Biceps femoris longus, 1	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0
Biceps femoris longus, 2	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0
Gracilis, 1	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0
Gracilis, 2	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0
Rectus femoris	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0
Satorius, 1	0.3	-0.9	-4.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0
Satorius, 2	-1.2	-1.6	-3.5	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0
Semimembranosus, 1	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0
Semimembranosus, 2	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0
Semitendinosus, 1	0.0	0.0	0.0	-0.7	3.4	-52.7	-0.8	8.1	-110.6	-0.2	9.4	-114.5
Semitendinosus, 2	0.0	0.0	0.0	-19.3	-9.3	-48.3	-42.4	-20.5	-100.4	-43.2	-21.7	-104.2
Tensor fascia lata, prox. part	-1.3	-2.3	-0.5	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0
Tensor fascia lata, distal part	-0.1	-0.2	-2.7	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0
Gastrocnemius medialis, 1	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0
Gastrocnemius medialis, 2	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0
Gastrocnemius lateralis, 1	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0
Gastrocnemius lateralis, 2	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0
Biceps femoris brevis, 1	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0
Biceps femoris brevis, 2	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0
Vastus lateralis	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	-2.8	23.7	-158.0	-3.3	30.4	-194.3
Vastus medialis	0.0	0.0	0.0	-7.1	26.0	-207.9	-9.1	34.9	-267.7	-9.0	36.9	-267.4

Anhang 3: (Fortsetzung) Muskelkraftrichtungen und Beträge für den Patienten IBL für verschiedene Phasen des Treppsteigens. Die Koordinaten beziehen sich auf das im Text gegebene Koordinatensystem des Femurs.

Bewegungszyklus [%]	20			25			30			35		
Muskelkraft [%BW]	Fx	Fy	Fz	Fx	Fy	Fz	Fx	Fy	Fz	Fx	Fy	Fz
Abduktor	-70.1	-28.8	-84.9	-67.1	-20.5	-89.7	-65.0	-13.1	-92.5	-63.4	-6.7	-94.3
Adduktor	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0
Iliotibialer Trakt, proximal	-10.5	3.0	-12.8	-7.3	3.2	-8.9	-0.9	0.5	-1.1	-3.7	2.4	-4.2
Iliotibialer Trakt, distal	-0.5	-0.8	-16.8	-0.3	-0.6	-11.9	0.0	-0.1	-1.5	-0.2	-0.3	-6.1
Biceps femoris longus, 1	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0
Biceps femoris longus, 2	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0
Gracilis, 1	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0
Gracilis, 2	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0
Rectus femoris	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0
Sartorius, 1	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0
Sartorius, 2	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0
Semimembranosus, 1	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0
Semimembranosus, 2	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0
Semitendinosus, 1	0.0	7.6	-85.0	-0.3	5.4	-56.8	-0.4	2.7	-27.7	-0.1	0.5	-4.9
Semitendinosus, 2	-29.9	-15.4	-78.4	-17.8	-8.8	-53.4	-8.1	-3.5	-26.4	-1.4	-0.5	-4.7
Tensor fascia lata, prox. part	-3.1	-4.9	-2.9	-2.2	-3.7	-2.7	-1.9	-3.2	-2.9	-3.8	-6.8	-7.0
Tensor fascia lata, distal part	-0.2	-0.3	-6.5	-0.1	-0.3	-5.1	-0.1	-0.2	-4.7	-0.3	-0.5	-10.5
Gastrocnemius medialis, 1	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0
Gastrocnemius medialis, 2	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0
Gastrocnemius lateralis, 1	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0
Gastrocnemius lateralis, 2	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0
Biceps femoris brevis, 1	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0
Biceps femoris brevis, 2	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0
Vastus lateralis	-2.2	22.4	-135.1	-0.2	2.5	-14.1	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0
Vastus medialis	-8.8	39.6	-267.1	-8.5	43.6	-266.4	-5.7	32.1	-183.3	-4.1	24.1	-131.8

Anhang 3: (Fortsetzung) Muskelkraftrichtungen und Beträge für den Patienten IBL für verschiedene Phasen des Treppesteigens. Die Koordinaten beziehen sich auf das im Text gegebene Koordinatensystem des Femurs.

Bewegungszyklus [%]	40			45			50			55		
Muskelkraft [%BW]	Fx	Fy	Fz	Fx	Fy	Fz	Fx	Fy	Fz	Fx	Fy	Fz
Abduktor	-48.9	-1.0	-75.3	-39.0	2.0	-62.1	-19.5	2.0	-32.2	0.0	0.0	0.0
Adduktor	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0
Iliotibialer Trakt, proximal	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0
Iliotibialer Trakt, distal	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0
Biceps femoris longus, 1	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0
Biceps femoris longus, 2	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0
Gracilis, 1	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	-1.9	-0.5	-14.9
Gracilis, 2	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	-5.4	-1.4	-14.0
Rectus femoris	-0.8	0.3	-19.3	-1.2	0.8	-32.6	-1.4	1.3	-43.9	-1.1	1.0	-34.2
Sartorius, 1	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0
Sartorius, 2	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0
Semimembranosus, 1	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0
Semimembranosus, 2	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0
Semitendinosus, 1	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0
Semitendinosus, 2	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0
Tensor fascia lata, prox. part	-4.3	-8.0	-9.3	-3.9	-7.5	-9.5	-3.0	-5.7	-7.6	-0.2	-0.4	-0.6
Tensor fascia lata, distal part	-0.4	-0.6	-13.0	-0.3	-0.6	-12.7	-0.3	-0.5	-10.0	0.0	0.0	-0.8
Gastrocnemius medialis, 1	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0
Gastrocnemius medialis, 2	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0
Gastrocnemius lateralis, 1	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0
Gastrocnemius lateralis, 2	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0
Biceps femoris brevis, 1	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0
Biceps femoris brevis, 2	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0
Vastus lateralis	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0
Vastus medialis	-2.2	13.7	-73.6	-1.1	6.8	-36.2	-0.5	3.3	-17.6	-0.4	2.4	-12.8

Anhang 3: (Fortsetzung) Muskelkraftrichtungen und Beträge für den Patienten IBL für verschiedene Phasen des Treppsteigens. Die Koordinaten beziehen sich auf das im Text gegebene Koordinatensystem des Femurs.

[illegible]

[illegible]

Anhang 4: Vereinfachter Lastfall mit den beteiligten Muskel- und Gelenkkräften. Der vereinfachte Lastfall basiert auf den Datensatz 20% Bewegungszyklus des Patienten IBL. Die Koordinaten der Angriffspunkte (P0 bis P3) beziehen sich auf das im Text gegebene Koordinatensystem des Femurs mit x nach medial, y nach ventral und z nach proximal.

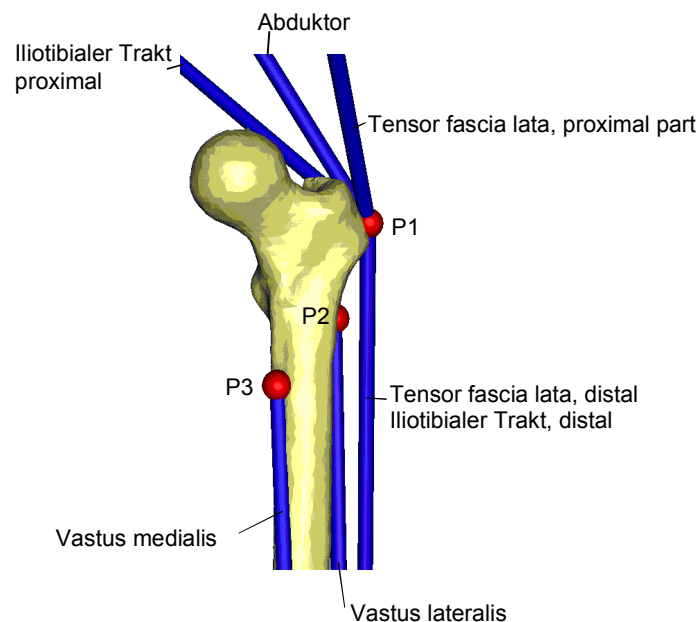
x [mm]	y [mm]	z [mm]	
0.00	0.00	0.00	P0
-67.83	-12.04	-35.45	P1
-49.40	-5.01	-79.52	P2
-18.79	8.82	-106.23	P3

Normales Gehen – 20 % Gangzyklus

Kraft [%BW]	x	y	z	Greift an
Hüftkontaktkraft	-54.0	-32.8	-229.2	P0
Abduktor	58.0	4.3	86.5	P1
Tensor fascia lata, proximal	7.2	11.6	13.2	P1
Tensor fascia lata, distal	-0.5	-0.7	-19.0	P1
Vastus lateralis	-0.9	18.5	-92.9	P2

Treppe Steigen – 20 % Gangzyklus

Kraft [%BW]	x	y	z	Greift an
Hüftkontaktkraft	-59.3	-60.6	-236.3	P0
Abduktor	70.1	28.8	84.9	P1
Iliotibialer Trakt, proximal	10.5	-3.0	12.8	P1
Iliotibialer Trakt, distal	-0.5	-0.8	-16.8	P1
Tensor fascia lata, proximal	3.1	4.9	2.9	P1
Tensor fascia lata, distal	-0.2	-0.3	-6.5	P1
Vastus lateralis	-2.2	22.4	-135.1	P2
Vastus medialis	-8.8	39.6	-267.1	P3



Anhang 5: Lastbedingungen bei 10, 30, 45 und 70% Gangzyklus. Die Koordinaten beziehen sich auf das im Text gegebene Koordinatensystem des Femurs mit x nach ventral, y nach lateral und z nach proximal.

Name der Kraft	Ansatz {mm}			Kraft bei 10% Gangzyklus {N}			Kraft bei 30% Gangzyklus {N}			Kraft bei 45% Gangzyklus {N}			Kraft bei 70% Gangzyklus {N}		
	x	y	z	x	y	z	x	y	z	x	y	z	x	y	z
Gelenkkontakt Hüfte	-7.93	-56.60	433.42	-510.63	665.76	-1131.89	-399.59	812.50	-1435.34	-466.34	962.62	-1911.22	-68.12	4.94	-47.79
Gelenkkontakt Patella	27.71	-10.70	13.40	-123.18	65.61	-27.03	-14.32	2.73	5.42	-342.94	-34.41	164.95	-15.95	-8.09	30.49
Gelenkkontakt Knie:															
posterioro-lateral 1	-5.12	20.99	0.03	0.00	0.00	718.30	0.00	0.00	807.00	0.00	0.00	1287.38	0.00	0.00	-22.08
anterio-medial 1	2.85	-20.04	-0.14	0.00	0.00	239.43	0.00	0.00	269.00	0.00	0.00	429.13	0.00	0.00	-7.36
Zentral	0.00	0.00	0.00	-99.66	60.75	-0.01	-98.36	108.58	-0.01	-134.61	113.43	-0.02	-14.49	-34.95	-0.01
posterioro-lateral 2	2.67	24.96	-0.53	-339.36	0.00	0.00	-280.31	0.00	0.00	-137.02	0.00	0.00	-22.84	0.00	0.00
anterio-medial 2	2.89	-29.98	-0.29	476.24	0.00	0.00	475.18	0.00	0.00	797.97	0.00	0.00	56.00	0.00	0.00
posterioro-medial	-13.16	-16.08	-0.97	0.00	-339.36	0.00	0.00	-280.31	0.00	-137.02	0.00	0.00	25.71	0.00	0.00
anterio-lateral	24.92	12.84	1.58	0.00	110.34	0.00	0.00	-19.90	0.00	-119.14	0.00	0.00	22.84	0.00	0.00
m. gluteus maximus 1	-5.72	10.25	407.51	71.13	-71.72	75.19	736.00	50.18	-87.92	35.10	-87.87	90.95	0.00	0.00	0.00
m. gluteus maximus 2	-13.13	2.57	349.89	27.33	-58.78	75.97	2850.00	10.05	-69.16	0.08	-57.73	70.32	0.20	-0.45	0.55
m. gluteus maximus 3	-11.63	10.88	392.17	36.06	-12.13	-27.76	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
m. gluteus medius 1, 2, 3	-4.53	8.61	410.56	161.10	-118.59	149.10	128.07	-164.71	201.36	111.23	-179.68	221.40	3.57	-4.89	5.53
m. gluteus minimus 1, 2, 3	0.00	0.00	413.68	136.50	-92.37	36.25	152.51	-177.49	78.50	186.22	-193.69	92.98	22.29	28.45	7.97
m. tensor fasciae latae	6.34	15.38	393.23	3.23	-51.09	-18.95	35.26	-20.26	-26.34	51.42	-40.70	-40.04	6.43	-3.00	-5.58
m. piriformis	1.70	-7.48	413.66	22.71	-47.98	42.95	15.17	-77.90	68.03	5.35	-77.90	67.03	2.89	-6.42	5.44
m. obturator externus	-5.70	-11.09	407.19	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.55	-0.41	0.07
m. quadratus femoris	-17.75	-29.26	367.18	20.34	-22.79	32.46	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
m. obturator internus, m. gemellus sup. & inf.	0.86	-10.42	410.57	11.96	-18.98	20.66	12.43	-36.77	39.19	7.07	-35.18	37.20	2.15	-3.92	4.14
m. pectineus	-16.52	-11.14	339.48	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	1.30	-1.01	1.12	2.38	-1.06	1.32
m. vastus medialis	15.54	-21.93	180.83	82.90	-6.10	-259.22	0.00	0.00	0.00	2.93	0.18	-8.09	0.00	0.00	0.00
m. vastus intermedius	21.31	-16.80	199.26	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	9.13	5.01	-62.06	0.00	0.00	0.00
m. vastus lateralis	16.70	1.23	217.30	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	69.58	-25.73	-215.72	0.00	0.00	0.00
m. gastrocnemius lateralis	-17.85	26.80	11.43	-22.75	5.96	-52.93	-126.98	21.72	-159.16	-292.75	-37.74	-247.83	-19.04	-3.33	-4.72
m. gastrocnemius medialis	-24.70	-24.50	10.28	0.00	0.00	0.00	-6.77	2.30	-8.42	-5.71	0.04	-4.77	0.00	0.00	0.00
m. biceps fem., caput breve	-0.91	-1.59	204.26	-0.10	9.17	-48.81	-4.00	10.97	-60.16	-15.09	11.31	-90.02	-0.64	0.17	-2.21
m. adductor magnus cau.	3.59	-27.65	41.85	6.44	-7.45	61.20	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
m. adductor magnus cranial	1.42	-23.97	276.17	30.22	-49.77	63.83	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
m. adductor minimus	7.39	-21.54	174.37	9.53	-20.47	51.26	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
m. adductor longus	-3.18	-5.67	216.09	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	1.86	-1.90	2.81	11.45	-7.62	13.25
m. adductor brevis 1	-15.62	-6.94	339.59	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.40	-0.29	0.26
m. aAdductor brevis 2	-11.37	-11.32	311.71	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.37	-0.28	0.31
m. psoas major, iliacus	-12.22	-33.50	370.43	0.00	0.00	0.00	51.47	-24.37	44.32	115.24	-62.89	114.51	32.41	-7.41	20.43

Anhang 6: Ansätze der Muskeln und Ligamente als auch der an der Tibia wirkenden Kräfte. Die Komponenten der Muskel-, Ligament- und Gelenkkräfte sind für das zweite Maximum der Bodenreaktionskraft während des Gehens genannt (45% des Gangzyklus). Nicht aktive Muskeln bzw. Ligamente zeigen einen Kraftbetrag von “0” in x, y und z, sind aber der Vollständigkeit halber mit angegeben. Der vereinfachte Lastfall besteht lediglich aus den Gelenkkräften und umfasst die Einträge, die mit “Knie” oder “Sprunggelenk” beginnen.

	Kraft [N]			Ansatz [mm]		
	X	Y	Z	X	Y	Z
m. gracilis	0,0	0,0	0,0	33,0	9,8	333,2
m. sartorius	0,0	0,0	0,0	29,6	9,6	321,5
m. semimembranosus	0,0	0,0	0,0	-23,8	-19,0	374,7
m. semitendinosus	0,0	0,0	0,0	5,3	-38,0	377,4
iliotibialer Trakt I	-8,5	-8,8	61,3	-19,8	39,1	369,9
iliotibialer Trakt II	-97,4	-64,4	291,5	-27,1	28,2	370,5
m. quadriceps femoris	13,6	-32,8	303,5	34,8	19,3	353,4
m. extensor digitorum longus	0,0	0,0	0,0	3,1	13,4	107,1
m. extensor hallucis longus	0,0	0,0	0,0	5,4	15,1	263,6
m. flexor digitorum longus	0,0	0,0	0,0	-8,0	3,9	281,2
m. tibialis anterior I	17,2	38,7	-327,7	-4,9	9,9	251,8
m. tibialis anterior II	25,9	53,6	-191,8	-7,6	9,9	127,9
m. tibialis posterior	0,0	0,0	0,0	-3,5	-8,9	251,4
m. soleus	-63,1	-47,1	-679,0	-7,4	15,0	332,2
lig. ant. Tibiofibular	-132,4	-111,2	-56,8	-7,3	11,1	0,9
lig. ant. Cruciate	87,5	101,5	41,1	10,3	-5,0	390,5
lig. Deltoid	44,9	9,7	15,7	-1,5	-16,5	-0,3
lig. post. Cruciate	0,0	0,0	0,0	-6,0	6,0	388,3

Anhang 6: (Fortsetzung) Ansätze der Muskeln und Ligamente als auch der an der Tibia wirkenden Kräfte. Die Komponenten der Muskel-, Ligament- und Gelenkkräfte sind für das zweite Maximum der Bodenreaktionskraft während des Gehens genannt (45% des Gangzyklus). Nicht aktive Muskeln bzw. Ligamente zeigen einen Kraftbetrag von "0" in x, y und z, sind aber der Vollständigkeit halber mit angegeben. Der vereinfachte Lastfall besteht lediglich aus den Gelenkkräften und umfasst die Einträge, die mit "Knie" oder "Sprunggelenk" beginnen.

	Kraft [N]			Ansatz [mm]		
	X	Y	Z	X	Y	Z
Knie-1	1,2	1,1	-7,7	20,8	-15,9	387,7
Knie-2	3,5	3,2	-22,8	14,0	-22,3	387,1
Knie-3	4,1	3,8	-26,9	6,1	-26,5	386,6
Knie-4	1,6	1,4	-10,4	-2,7	-29,1	386,7
Knie-5	1,8	1,7	-12,1	-6,9	-24,5	387,2
Knie-6	1,1	1,0	-7,2	-9,9	-19,1	387,8
Knie-7	2,2	2,1	-14,7	-4,6	-14,8	388,4
Knie-8	3,5	3,3	-23,6	2,7	-10,5	390,7
Knie-9	3,3	3,0	-21,5	11,2	-10,4	390,0
Knie-10	1,3	1,1	-8,4	18,8	-9,9	390,2
Knie-11	5,9	5,4	-38,6	12,7	-16,0	388,7
Knie-12	81,7	75,6	-537,6	5,8	-20,3	386,3
Knie-13	4,2	3,8	-27,7	-0,9	-23,4	386,2
Knie-14	3,5	3,3	-23,3	-2,4	-19,3	387,2
Knie-15	20,4	18,9	-134,4	4,2	-15,1	387,9
Knie-16	2,0	1,8	-12,7	8,4	22,0	388,2
Knie-17	5,3	4,9	-34,8	3,5	20,1	389,5
Knie-18	10,9	10,0	-71,1	-2,4	17,5	389,9
Knie-19	3,2	3,0	-20,9	-8,9	14,0	389,8
Knie-20	3,0	2,7	-19,5	-13,6	18,6	388,6
Knie-21	3,4	3,2	-22,1	-11,9	28,7	386,9
Knie-22	3,7	3,5	-24,6	-4,1	31,9	386,8
Knie-23	3,1	2,9	-20,5	5,0	27,0	388,4
Knie-24	22,7	21,1	-149,6	-0,4	25,7	388,4
Knie-25	35,7	33,1	-235,4	-7,1	22,7	388,5
Sprunggelenk-1	-15,0	-19,3	258,8	-0,4	8,6	-0,4
Sprunggelenk -2	-15,0	-19,3	258,8	-4,9	1,0	0,1
Sprunggelenk -3	-15,0	-19,3	258,8	-2,8	9,0	0,0
Sprunggelenk -4	-15,0	-19,3	258,8	-7,7	1,4	0,2
Sprunggelenk -5	-15,0	-19,3	258,8	0,0	0,0	0,0
Sprunggelenk -6	-15,0	-19,3	258,8	4,8	-5,2	0,8
Sprunggelenk -7	-15,0	-19,3	258,8	8,7	-6,8	1,1
Sprunggelenk -8	-15,0	-19,3	258,8	9,0	-3,3	0,9

11 Danksagung

mein besonderer Dank gilt

Herrn Professor Dr. Norbert Haas, meinem verehrten Chef, Direktor der Klinik für Unfall- und Wiederherstellungschirurgie, Charité, Campus Virchow-Klinium der Humboldt Universität zu Berlin. Herr Professor Haas hat mit viel Geschick die nötigen Voraussetzungen für die Durchführung der Arbeit geschaffen und mich stets in meiner Forschung unterstützt.

Herrn Professor Dr. Lutz Claes, Direktor der Abteilung Unfallchirurgische Forschung und Biomechanik der Universität Ulm, der mir die Thematik der Frakturheilung nahe brachte und mir mit Rat und Tat jederzeit hilfreich zur Seite stand. Herr Professor Claes hat durch sein Engagement und viele freundschaftliche Anregungen geholfen, die Grundlagen für diese Arbeit zu schaffen.

Herrn Professor Dr. Erich Schneider, AO Forschungsinstitut, Davos, der mir als Lehrer und Freund für vielfältige Diskussionen zum Thema der muskuloskelettalen Belastungen zur Verfügung stand. Die durch ihn initiierte Analyse der Belastungen des Bewegungsapparates hat mich seit meiner Promotion nicht mehr losgelassen.

Herrn Professor Dr. Edmund Chao, Vice Chairman for Research, Director of Orthopaedic Surgery Biomechanics Laboratory, Johns Hopkins University Baltimore, der mir die Grundlagen der Biomechanik nahe brachte und ein wesentlicher Initiator zur Arbeit auf dem Gebiet der Belastungen war.

Herrn Privatdozent Dr. Georg Bergmann, Biomechaniklabor im Oskar-Helene-Heim der Freien Universität zu Berlin für viele – auch kritische - Anregungen und wertvolle Diskussionen. Dank der tatkräftigen und unermüdlichen Unterstützung durch Georg Bergmann und seine Mitarbeiter konnte diese Arbeit auf eine Vielzahl an Erkenntnissen aus in vivo Messungen aufbauen.

Herrn Privatdozent Dr. Michael Raschke, leitender Oberarzt der Klinik für Unfall- und Wiederherstellungschirurgie, Charité, Campus Virchow-Klinium dank dessen Vorleistungen ich auf ein vollständig funktionierendes Forschungslabor für die Realisierung dieser Arbeit zurückgreifen konnte und

der mir hilfreiche und konstruktive Hinweise bei der Erstellung des Manuskripts gab.

Herrn Professor Dr. Nobert Südkamp für konstruktive Hinweise und Diskussionen, Herrn Privatdozent Dr. Thomas Mittelmeier für freundschaftliche Anregungen und Herrn Dr. Cyros Khodadadyan-Klostermann für seine tatkräftige Unterstützung bei der Realisierung so mancher Detaillösung.

den Mitarbeiter des Forschungslabors der Unfall- und Wiederherstellungschirurgie, ohne deren tatkräftige Unterstützung die geschilderten Ergebnisse nicht erreichbar gewesen wären. Mein besonderer Dank gilt in diesem Zusammenhang Herrn Dipl.-Ing. Markus Heller, Herrn Dipl.-Ing. Jan-Erik Hoffmann, Herrn Dipl.-Ing. Jean-Pierre Kassi, Frau med. vet. Petra Klein, Frau med. vet. Hanna Schell und allen anderen Mitarbeitern im Forschungslabor der Unfall- und Wiederherstellungschirurgie.

den Diplomanden und Doktoranden, die im Laufe der vergangenen Jahre an der Realisierung der Arbeit mitgewirkt haben. Ich möchte Herrn cand. med. Michael Sollmann, Herrn cand. med. Simon Sporrer, Herrn Dipl.-Ing. Francesco Mandruzzo, Herrn Dipl.-Ing. Florian Wagner, Herrn Dipl.-Ing. Frank Zilling, Herrn Dipl.-Ing. Olaf Schulz und Frau Dipl.-Ing. Cora Zimmermann herzlich für ihre Unterstützung danken.

den Mitarbeitern der Forschungswerkstätten der Charité, insbesondere Herrn Dipl.-Phys. Heinze, Herrn Dipl.-Ing. Blücher, Herrn Dannberg und Herrn Blume für die unermüdliche Entwicklung und Herstellung einer Unzahl an experimentellen Aufbauten.

meiner Frau Cosima und meinen beiden Kindern Dominik und Franziska sowie meinen Eltern und Schwiegereltern, deren ständiger Unterstützung ich mir sicher sein konnte und ohne deren Verständnis diese Arbeit so nicht zustande gekommen wäre.